

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Generátor plodového elektrokardiogramu v LabVIEW  
Developing a Fetal Generator in LabVIEW

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Martin Skypala**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Generátor plodového elektrocardiogramu v LabVIEW**  
**Developing a Fetal Generator in LabVIEW**

### Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se zaměřuje na techniky monitorování plodového EKG, které se dnes používají v klinické praxi. Práce se věnuje klasifikaci nežádoucích rušení, které se vyskytují při monitorování plodového EKG. Cílem diplomové práce je realizace virtuálního přístroje pro generování plodového EKG (včetně vybraných rušení) na bázi virtuální instrumentace ve vývojovém prostředí LabVIEW.

### Postup řešení:

1. Teoretický rozbor základních poznatků z anatomie, fyziologie a patologie fetálního srdce.
2. Charakteristika současných metod pro monitorování plodového EKG (transvaginální a transabdominální).
3. Klasifikace nežádoucích rušení, které se vyskytují při monitorování plodového EKG.
4. Analýza reálných záznamů plodového EKG z klinické praxe. Ověření předpokládaných vlastností popisovaných typů rušení.
5. Návrh generátoru plodového EKG jako virtuálního přístroje ve vývojovém prostředí LabVIEW.
6. Implementace vybraných rušení plodového EKG do navrženého generátoru.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ROZTOČIL, Aleš et al. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [2] CABANISS, Micky a Michael ROSS. *Fetal Monitoring Interpretation*. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, 512s. ISBN 978-1-60831-381-5.
- [3] MENIHAN, C.M. a E. KÖPEL. *Electronic Fetal Monitoring: Concepts and Applications*. US: Lippincott Williams & Wilkins, 2007, 304s. ISBN 978-0781770118.
- [4] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007. Dizertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/38558/lf\\_d/Disertacni\\_prace\\_Janku1\\_\\_2\\_.pdf](http://is.muni.cz/th/38558/lf_d/Disertacni_prace_Janku1__2_.pdf)
- [5] JAGANNATH, D.J. a Immanuel A. SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control*. March 2014, volume 10, p.224–244. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809413001560> . doi:10.1016/j.bspc.2013.11.001.
- [6] SAMENI, Reza a Gari CLIFORD. A review of fetal ECG signal processing, issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*. 2010, č. 3, s.4-20. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3100207>
- [7] MARTINEK, Radek a Jan ZIDEK. A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal

Electrocardiogram. *Przegląd Elektrotechniczny (Electrical Review)* 2012. Volume 88, Issue 5B, pp. 164-173. ISSN 0033-2097. Dostupné z: <http://pe.org.pl/articles/2012/5b/39.pdf>

[8] SPILKA, Jiří. *Fetal Electrocardiogram Analysis*. Praha, 2009. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Ing. Václav Chudáček, Ph.D.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Rýmařově, 6. 5. 2015



.....

Bc. Martin Skypala

## Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Radkovi Martinkovi, Ph.D. za cenné připomínky a komentáře během řešení celé práce.

# Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá modelováním v oblasti fetální elektrokardiografie. Jejím hlavním cílem je návrh, realizace a funkční ověření modelu, generujícího fetální elektrokardiogram, s využitím vývojového prostředí LabVIEW. Zvláštní pozornost je věnována modelování nežádoucích rušení, vyskytujících se při monitorování fetálního elektrokardiogramu v klinické praxi. Jedná se o rušení mateřským EKG signálem, síťové rušení, kolísání izoelektrické linie, nebo rušení myopotenciály a děložními kontrakcemi. Výsledný generátor fEKG umožňuje nastavení celé řady parametrů jak pro samotný plodový elektrokardiogram, tak pro jednotlivá rušení. Jeho výstupem jsou syntetické signály odpovídající reálným průběhům. Navržený generátor je tak vhodným nástrojem pro testování algoritmů extrakce fEKG. Jelikož poskytuje ideální průběh fEKG, který lze brát jako referenční signál, může být využit k objektivnímu posouzení kvality jednotlivých extrakčních metod.

## Klíčová slova

EKG, fEKG, generátor fEKG, LabVIEW, rušení fEKG.

## Bibliografická citace

SKYPALA, Martin. *Generátor plodového elektrokardiogramu v LabVIEW*. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2015. Vedoucí diplomové práce Ing. Radek Martinek, Ph.D. 67 stran.

# Abstract

This diploma thesis deals with modelling in the field of fetal electrocardiography. The main task of this thesis is design, implementation and functional verification of the fetal ECG generator using LabVIEW programming tools. Particular attention was dedicated to undesired interferences, commonly present in fetal ECG monitoring in clinical practise. These are maternal ECG, powerline interference, baseline wander or interferences caused by myopotentials and uterine contractions. The proposed generator enables different parameter settings for fetal ECG as well as for particular interferences. The output of this generator is a group of synthetic signals that correspond with real recordings from clinical practise. The proposed generator can be useful for testing fetal ECG extraction algorithms. Because of the fact that its output can be considered as reference signal, the generator can be used as objective evaluation tool for the quality of fetal ECG extraction methods.

# Keywords

ECG, fECG, fECG generator, LabVIEW, fECG interferences.

# Bibliographic citation

SKYPALA, Martin. *Developing a fetal generator in LabVIEW*. VSB – Technical University of Ostrava, Faculty of electrical engineering and computer science, 2015. Diploma Thesis Supervisor Ing. Radek Martinek, Ph.D. 67 pages.

## Seznam použitých zkratek

<b>ANC</b>	Adaptivní filtrace ( <b>A</b> daptive <b>N</b> oise <b>C</b> ancellation)
<b>BPM</b>	Počet úderů za minutu ( <b>B</b> eats <b>P</b> er <b>M</b> inute)
<b>BSE</b>	Slepá extrakce zdrojů ( <b>B</b> lind <b>S</b> ource <b>E</b> xtraction)
<b>BSS</b>	Slepá separace zdrojů ( <b>B</b> lind <b>S</b> ource <b>S</b> eparation)
<b>COEF</b>	Korelační koeficient ( <b>C</b> orrelation <b>C</b> oefficient)
<b>EHG</b>	Elektrohysterogram ( <b>E</b> lectro <b>H</b> ystero <b>G</b> ram)
<b>EKG</b>	Elektrokardiogram ( <b>E</b> CG – <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>fEKG</b>	Fetální elektrokardiogram ( <b>f</b> ECG – fetal <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>fHR</b>	Tepová frekvence plodu (fetal <b>H</b> eart <b>R</b> ate)
<b>ICA</b>	Analýza nezávislých komponent ( <b>I</b> ndependent <b>C</b> omponent <b>A</b> nalysis)
<b>KTG</b>	Kardiotokografie ( <b>K</b> ardio <b>T</b> oko <b>G</b> rafie)
<b>mEKG</b>	Mateřský elektrokardiogram ( <b>m</b> ECG – maternal <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>mHR</b>	Tepová frekvence matky (maternal <b>H</b> eart <b>R</b> ate)
<b>PCA</b>	Analýza hlavních komponent ( <b>P</b> ricipal <b>C</b> omponent <b>A</b> nalysis)
<b>PRD</b>	Percentuální střední kvadratický rozdíl ( <b>P</b> ercent <b>R</b> oot-Mean Square <b>D</b> ifference)
<b>SNR</b>	Odstup signálu od šumu ( <b>S</b> ignal to <b>N</b> oise <b>R</b> atio)

# Obsah

Seznam použitých zkratk	i
Obsah	ii
Úvod	1
1 Současný stav řešené problematiky a cíle diplomové práce	3
2 Elektrokardiografie	6
2.1 Elektrická aktivita fetálního srdce	6
2.2 Morfologie EKG	7
2.3 Spektrální vlastnosti EKG	8
3 Fetální srdce	10
3.1 Vývoj fetálního srdce	10
3.2 Anatomie fetálního srdce	11
3.3 Fyziologie fetálního srdce	11
3.3.1 Oběh plodu	11
3.3.2 Rozhraní plodu a matky	12
3.3.3 Poloha plodu	13
3.4 Patologie fetálního srdce	13
3.4.1 Hypoxémie	13
3.4.2 Hypoxie	13
3.4.3 Asfyxie	14
4 Rušení typická pro fEKG	15
4.1 Nízkofrekvenční rušení	16
4.2 Síťové rušení	16
4.3 Svalové rušení	17
4.4 Kontrakce dělohy	18
5 Metody monitorování fetálního EKG	19
5.1 Invazivní monitorování fetálního EKG	19
5.1.1 Transvaginální KTG	19
5.1.2 Transvaginální STAN	20
5.2 Neinvazivní monitorování fetálního EKG	20
5.2.1 Transabdominální KTG	21



6	Metody modelování srdeční aktivity .....	22
6.1	Matematické modelování.....	22
6.1.1	Dynamický model.....	22
6.1.2	Modelování abdominálního signálu s využitím Hermitových funkcí.....	23
7	Analýza reálných dat .....	27
7.1	Kolísání izoelektrické linie .....	27
7.2	Síťové rušení.....	28
7.3	Srovnání záznamů získaných přímou a nepřímou metodou .....	29
8	Realizace virtuálního generátoru fEKG.....	30
8.1	Vývojové prostředí LabVIEW.....	31
8.1.1	Vybrané struktury a bloky v LabVIEW.....	31
8.2	Základní struktura blokového diagramu .....	32
8.2.1	Hlavní generátor .....	33
8.2.2	Neinvazivní snímání .....	40
8.2.3	Invazivní snímání.....	41
8.2.4	Uspořádání svodů .....	42
8.2.5	Překlad .....	43
8.3	Front panel.....	44
8.3.1	Časová oblast .....	45
8.3.2	Frekvenční oblast.....	47
8.3.3	Volba svodů .....	47
8.3.4	Invazivní vs Neinvazivní .....	48
9	Výsledky činnosti virtuálního generátoru fEKG .....	49
9.1	Prezentace a analýza generovaných průběhů.....	49
9.2	Srovnání generovaných průběhů s reálnými daty .....	58
10	Diskuze dosažených výsledků .....	61
11	Závěr .....	63
12	Seznam použité literatury .....	64
13	Obsah přiloženého CD.....	66
14	Seznam příloh .....	67

# Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1: Počet publikací, zabývajících se fetální elektrokardiografií, v jednotlivých obdobích 20. století .....	2
Obrázek 2: Počet publikací, zabývajících se elektrokardiografií, v jednotlivých obdobích 20. století .....	3
Obrázek 3: Převodní systém srdeční .....	6
Obrázek 4: Průběh EKG křivky .....	7
Obrázek 5: Amplitudové spektrum mateřského a fetálního EKG. ....	8
Obrázek 6: Vývoj fetálního srdce .....	9
Obrázek 7: Krevní oběh plodu .....	11
Obrázek 8: Poloha vertex .....	12
Obrázek 9: Amplitudový rozsah a frekvenční pásma jednotlivých složek zaznamenaného signálu ..	14
Obrázek 10: Abdominální EKG signál s kolísavým průběhem izoliny (F – plod, M – matka) .....	15
Obrázek 11: Průběh abdominálního EKG signálu s patrnou 50 Hz rušivou složkou (F – plod, M – matka) ..	16
Obrázek 12: Svalové rušení projevující se v záznamu abdominálního EKG. ....	17
Obrázek 13: Projevy jednotlivých děložních kontrakcí ( $k_1 - k_3$ ) v záznamu abdominálního EKG ..	17
Obrázek 14: Simulace reálného průběhu získaného invazivním snímáním. ....	18
Obrázek 15: Simulace průběhu neinvazivního snímání fEKG. ....	19
Obrázek 16: Průběh mateřského a fetálního EKG .....	23
Obrázek 17: Modelované průběhy mEKG a fEKG .....	24
Obrázek 18: Kolísání izoeletrické linie a jeho následná filtrace .....	26
Obrázek 19: Projevující se síťové rušení a jeho následná filtrace. ....	27
Obrázek 20: fEKG signál získaný invazivní a neinvazivní metodou. ....	28
Obrázek 21: Vývojový diagram tvorby generátoru fEKG .....	29

Obrázek 22: : Smyčka <i>While Loop</i> .....	31
Obrázek 23: Struktura <i>Case</i> .....	31
Obrázek 24: <i>Insert Into Array</i> .....	32
Obrázek 25: <i>Sine Wave</i> generátor.....	32
Obrázek 26: Diagram znázorňující strukturu smyčky „Hlavního generátoru“.....	33
Obrázek 27: SubVI pro generování fetálního (vlevo) a mateřského (vpravo) EKG. ....	34
Obrázek 28: Vnitřní struktura subVI pro generování fEKG.....	34
Obrázek 29: Zapojení a vnitřní struktura subVI generujícího síťové rušení. ....	36
Obrázek 30: Zapojení a vnitřní struktura subVI pro kolísání izolinie. ....	37
Obrázek 31: Generátor myopotenciálů.....	37
Obrázek 32: Zapojení subVI simulujících kontrakce dělohy. ....	38
Obrázek 33: Vnitřní struktura subVI definujícího délku jednotlivých děložních kontrakcí.....	39
Obrázek 34: Vnitřní struktura subVI generujícího děložní kontrakce.....	40
Obrázek 35: Blokový diagram smyčky pro generování transabdominálního signálu. ....	41
Obrázek 36: Blokový diagram smyčky pro simulaci signálu získaného invazivní metodou. ....	42
Obrázek 37: Hlavní část smyčky pro generování signálů z jednotlivých svodů. ....	43
Obrázek 38: Výřez znázorňující strukturu smyčky "Překlad".....	44
Obrázek 39: Jednotlivé záložky front panelu. ....	44
Obrázek 40: Volba jazyka pro názvy prvků. ....	45
Obrázek 41: Horní část záložky "Časová oblast" front panelu.....	45
Obrázek 42: Spodní okno záložky "Časová oblast". ....	46
Obrázek 43: Panel pro výběr signálu a nastavení jeho parametrů. ....	46
Obrázek 44: Zóna pro export a import dat.....	47
Obrázek 45: Interaktivní obrázek znázorňující rozmístění elektrod na povrchu břicha. ....	48

Obrázek 46: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG. ....	49
Obrázek 47: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a síťovým rušením. ....	50
Obrázek 48: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a kolísáním izolinie. ....	51
Obrázek 49: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a myopotenciály o nízké intenzitě. ....	52
Obrázek 50: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a myopotenciály o vysoké intenzitě. ....	52
Obrázek 51: Průběh fEKG poznamenaného kontrakcemi dělohy ( $k_1 - k_3$ ). ....	53
Obrázek 52: Průběhy fEKG zatíženého několika typy rušení. ....	54
Obrázek 53: Srovnání fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou. ....	55
Obrázek 54: Srovnání fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou, zatíženého síťovým rušením. ....	56
Obrázek 55: Srovnání fEKG získaného invazivním a neinvazivním snímáním s patrným kolísáním izolinie. ....	57
Obrázek 56: Srovnání, myopotenciály znehodnoceného, fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou. ....	58
Obrázek 57: Srovnání výsledků simulace s reálnými daty. ....	59
Obrázek 58: Srovnání výsledků simulace s reálnými daty. ....	60
Obrázek 59: Blokový diagram smyčky "Hlavní generátor". ....	I
Obrázek 60: Blokový diagram smyčky "Invazivní snímání". ....	II
Obrázek 61: Obrázek 60: Blokový diagram smyčky "Neinvazivní snímání". ....	III
Obrázek 62: Blokový diagram smyčky "Volba svodů". ....	IV
Obrázek 63: Blokový diagram smyčky "Překlad". ....	V
Obrázek 64: Čelní panel záložky "Časová oblast". ....	VI
Obrázek 65: Čelní panel záložky "Frekvenční oblast". ....	VII
Obrázek 66: Čelní panel záložky "Volba svodů". ....	VIII

Tabulka 1: Srovnání mEKG a fEKG.....	7
Tabulka 2: Parametry mateřského a fetálního EKG.....	23

# Úvod

Tato diplomová práce je zaměřena na návrh, realizaci a ověření funkčnosti virtuálního přístroje generujícího průběh fetálního<sup>1</sup> elektrokardiogramu (dále jen fEKG). Zvláštní pozornost je věnována modelování nežádoucích rušení, vyskytujících se při monitorování fetálního elektrokardiogramu v klinické praxi.

V teoretické části práce jsou shrnuty základní poznatky z fyziologie, anatomie a patologie fetálního srdce. Jsou zde rovněž klasifikovány a popsány jednotlivé typy nežádoucích rušení, typických pro reálné záznamy fEKG. V souladu s prostudovanou literaturou jsou zde popsány také metody modelování v oblasti fetální elektrokardiografie.

V úvodu teoretické části je popsán vznik a šíření elektrického vzruchu fetálním myokardem a jeho následná reprezentace elektrokardiogramem spolu s jeho morfologickými a spektrálními vlastnostmi. V dalších bodech teorie je pak čtenář seznámen s vývojem a samotnou činností fetálního srdce z hlediska anatomie a fyziologie a rovněž s patologickými stavy, souvisejícími s hodnocením fEKG. Ve druhé polovině teoretické části jsou potom detailně popsána jednotlivá rušení, která do značné míry degradují užitečný fEKG signál. Dále jsou zde rozebrány invazivní a neinvazivní metody monitorování fEKG a také metody jeho samotného modelování s důrazem na metody matematické, které jsou pak podkladem pro realizaci praktické části práce.

V praktické části práce jsou prezentovány výsledky analýzy reálných záznamů fEKG, pro kterou bylo využito možností softwaru EDFbrowser. Dále se již přistupuje k samotnému návrhu a realizaci softwarového generátoru fEKG ve vývojovém prostředí LabVIEW. Pro tuto realizaci bylo využito podobnosti jednotlivých úseků EKG křivky s trojúhelníkovými a sinusovými průběhy. Výsledný model pak umožňuje generovat průběh fEKG s možností nastavení amplitudových hodnot jednotlivých vln a kmitů a tepové frekvence plodu (dále jen fHR). Jeho rozšířením je možnost generování jednotlivých typů, v reálných záznamech běžně se vyskytujících, rušení. Důraz je kladen především na rušení mateřským elektrokardiogramem (dále jen mEKG) a děložními kontrakcemi, která jsou typická pouze pro fetální elektrokardiogram. Dále je možno generovat rušení přítomná i v obecné elektrokardiografii jako je parazitní signál z elektrovedné sítě, kolísání izoelektrické linie, nebo myopotenciály. U všech těchto rušení je uživateli nabídnuto nezávislé nastavení intenzity, u mEKG je navíc možno volit hodnotu tepové frekvence matky (dále jen mHR) a amplitud jednotlivých elementů EKG křivky. V případě děložních kontrakcí má pak uživatel k dispozici i volbu délky jednotlivých kontrakcí a intervalu mezi nimi.

S využitím výše zmíněného generátoru lze tedy syntetizovat reálné průběhy fEKG spolu se všemi parazitními složkami. Hlavním přínosem generátoru je pak znalost referenčního signálu, tj. ideálního průběhu fEKG, což nabízí možnost srovnávat původně zarušené průběhy fEKG, u kterých byla provedena filtrace, s tímto referenčním signálem. Na základě takového srovnání je pak možno, prostřednictvím definovaných indexů jakou jsou korelační koeficient (dále jen COEF),

---

<sup>1</sup> Fetální – plodový (týkající se plodu).

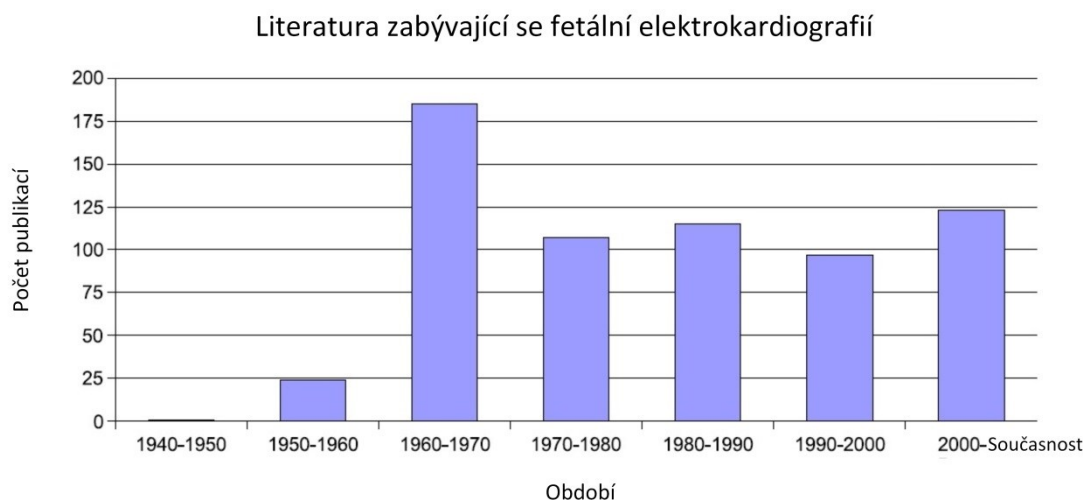
percentuální střední kvadratický rozdíl (dále jen PRD), nebo odstup signálu od šumu (dále jen SNR), stanovit podobnost obou signálů. To potom přináší možnost objektivního hodnocení algoritmů pro extraci fEKG, či stanovení optimálních parametrů těchto extrakčních metod.

Syntéza signálů s různým stupněm interference může být také podkladem pro testování přístrojů detekujících QRS komplex k následnému určení fHR. V takovém případě lze určit jak moc je daný přístroj, při zatížení signálu určitým druhem a stupněm šumu, přesný.

# 1 Současný stav řešení problematiky a cíle diplomové práce

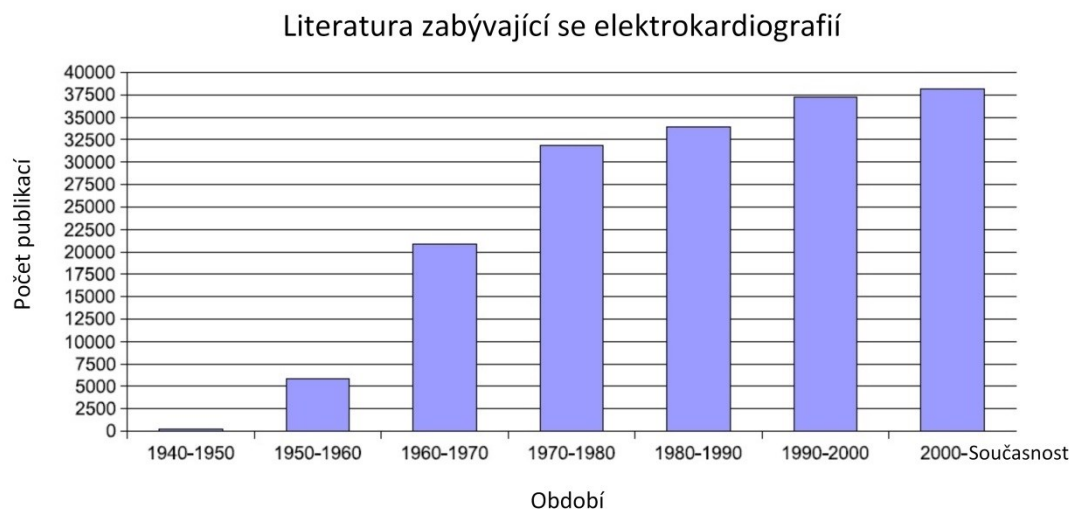
Počátky fetální elektrokardiografie jsou datovány začátkem 20. století, kdy v roce 1906 M. Cremer pozoroval fEKG. Ranná práce v této oblasti byla realizována s využitím tehdejších galvanometrických zařízení, jejichž možnosti však byly značně omezené díky nízké amplitudě fetálních signálů. S pozdějším rozvojem techniky se stal záznam fEKG snazším. Kvůli nízkému SNR, zvláště díky silnému rušení mateřským signálem, bylo však získání kvalitního fEKG problémem, který přetrvává dodnes, viz [1].

Obrázek 1 reprezentuje počet publikací, registrovaných v databázi PubMed, zabývajících se fetální elektrokardiografií, v jednotlivých dekádách druhé poloviny 20. století a je tak odrazem zájmu výzkumu o tuto oblast. Z grafu lze vypočítat prudký pokles počtu těchto publikací, ke kterému docházelo po vrcholu v 60. letech, až do roku 2000. V posledních letech pak zájem o tuto problematiku opět vzrostl, což s sebou přineslo velký počet nových publikací. Tento fakt je pravděpodobně důsledkem nárůstu výkonu mikroprocesorové techniky, jež otevírá bránu aplikaci velmi složitých matematických algoritmů. Srovnáním počtu těchto publikací s obrázkem 2 lze však dospět k závěru, že fetální elektrokardiografie je stále pouze velmi malou součástí oboru obecné elektrokardiografie a k jejímu rozvoji bude v nadcházejících letech potřeba ještě obrovského úsilí, viz [1].



**Obrázek 1: Počet publikací, zabývajících se fetální elektrokardiografií, v jednotlivých obdobích 20. století. Převzato a upraveno dle [1].**





**Obrázek 2: Počet publikací, zabývajících se elektrokardiografií, v jednotlivých obdobích 20. století. Převzato a upraveno dle [1].**

Fetální EKG signál, získaný neinvazivní metodou (viz. kapitola 4 a 5), je zatížen celou řadou interferenčních komponent, zejména pak silným mEKG signálem. Jelikož se spektra jednotlivých složek vzájemně překrývají, není pro získání užitečného signálu možno využít tradičních filtračních technik, viz [15].

Hlavním tématem, kterým se zabývá dnešní výzkum v oblasti fetální elektrokardiografie, je pak vývoj nových, a hodnocení stávajících, algoritmů pro extrakci užitečného fEKG signálu ze směsi rušení, která je výsledkem neinvazivního snímání. V popředí zájmu pak stojí zejména metody adaptivní filtrace (dále jen ANC) a metody slepé separace (dále jen BSS) a slepé extrakce (dále jen BSE) zdrojů jednotlivých signálů, viz [3], [4].

- ANC – nabízí použití lineárních a nelineárních adaptivních filtrů. To umožňuje automatické přizpůsobení parametrů filtrace náhodným změnám užitečných a interferenčních složek signálu. Tato metoda tak nevyžaduje předchozí znalost charakteristik signálu a šumu. V oblasti adaptivních filtrů se nejčastěji využívá dvou algoritmů – RLS a LMS, podrobněji v [5] nebo [7].
- BSS – jak už samotný název napovídá, tyto metody nevyžadují předchozí znalost vlastností zdrojů a způsobu superponování jednotlivých složek signálu. Principem BSS je extrakce všech signálových zdrojů z velkého počtu záznamů, ačkoli cenná informační hodnota je obsažena pouze v několika z nich. Nevýhodou je, s tím spojená, časová náročnost. Na principu slepé separace jsou založeny metody ICA a PCA, podrobněji v [3], [4] a [7].

- BSE – tato technika, na rozdíl od BSS, extrahuje pouze užitečné signály, avšak s nutností jejich předchozího popisu. Ve srovnání s BSS nabízí řadu výhod, podrobněji v [4].

Klíčovým prvkem pro kvalitativní hodnocení těchto algoritmů, či stanovení optimálních parametrů metod extrakce, je zdroj kvalitních referenčních signálů, kterým může být právě virtuální generátor. Tyto syntetické signály potom mohou být porovnávány s fEKG signály extrahovanými ze směsi užitečného signálu a interferenčních složek. Jejich podobnost pak může být klasifikována zavedenými indexy jako jsou COEF, PRD, nebo SNR, viz [6].

- COEF – nabývá hodnot z intervalu od -1 do 1 a je indikátorem morfologické podobnosti dvou signálů. Není závislý na amplitudě jednotlivých signálů, viz [6].
- PRD – čím je jeho hodnota blíží nule, tím více jsou si signály podobné. Tento index závisí na amplitudě signálů, viz [6].
- SNR – poměr výkonu signálu k výkonu šumu, viz. [3], [6].

Hodnoty těchto indexů potom umožňují, z hlediska kvality, objektivně posoudit algoritmy pro extrakci fetálního signálu a mohou být podkladem pro stanovení optimálních parametrů extrakčních metod, viz [3], [6].

Cílem této diplomové práce je pak shromáždit základní poznatky z oblasti fetální elektrokardiografie a prostřednictvím vytvořeného generátoru fEKG, umožňujícího produkovat záznamy podobné výsledkům neinvazivního snímání, spolu se všemi druhy rušení, přispět k výsledkům budoucí práce v této oblasti. Zejména pak ve smyslu zdroje referenčních signálů pro hodnocení algoritmů extrakce užitečného signálu či pro testování přesnosti přístrojů pro analýzu fEKG.

## 2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je významnou diagnostickou metodou v oblasti kardiologie umožňující diagnostiku celé řady srdečních chorob. Principem této metody je záznam elektrické aktivity srdce s využitím přístroje – elektrokardiografu. Samotný záznam je nazýván elektrokardiogramem (dále jen EKG) a je získán nejčastěji z povrchu těla prostřednictvím několika elektrod rozmístěných dle standardizovaných schémat, viz [1].

V případě fetální elektrokardiografie se jedná o záznam elektrické aktivity plodového srdce, což s sebou přináší jisté komplikace a získání kvalitního signálu je ve srovnání se standardním EKG daleko větší výzvou.

### 2.1 Elektrická aktivita fetálního srdce

Zatímco mechanická činnost fetálního srdce se od toho dospělého do jisté míry liší, jeho elektrická aktivita je v podstatě stejná.

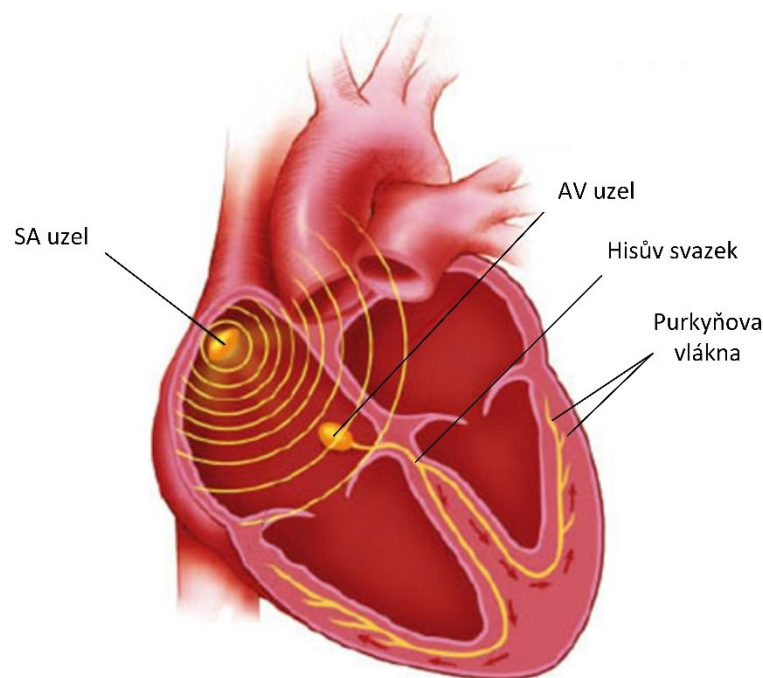
Činnost srdce je řízena sítí nervových vláken, prorůstajících celým myokardem a zajišťujících správnou časovou souslednost kontrakce a relaxace. Stimulace srdečního svalu je odstartována v sinoatriálním uzlu, umístěném v horní části stěny pravé síně, v blízkosti ústí horní duté žíly. Jedná se o shluk buněk fungující jako přirozený pacemaker<sup>2</sup>. Impuls je dále šířen směrem k dalšímu podobnému útvaru ve spodní části stěny pravé komory – atrioventrikulárnímu<sup>3</sup> uzlu. V místě atrioventrikulárních chlopní se srdeční svalovina, vlivem přítomnosti značného množství vazivové tkáně, vyznačuje sníženou elektrickou vodivostí a nedochází tak k přímému přenosu podráždění ze síně na komory. Impuls namísto toho míří výhodnější cestou do Hisova svazku, umístěného v oblasti mezikomorového septa<sup>4</sup>, odkud je dále pravou a levou větví šířen do sítě Purkyňových vláken a celá srdeční svalovina je tak depolarizována (kontrahována). Po takovéto kontrakci následuje cyklus repolarizace, kdy srdce relaxuje a čeká na další stimulaci, viz [1], [2].

---

<sup>2</sup> Pacemaker – udavatel rytmu.

<sup>3</sup> Atrioventrikulární – síňokomorový.

<sup>4</sup> Septum – přepážka.

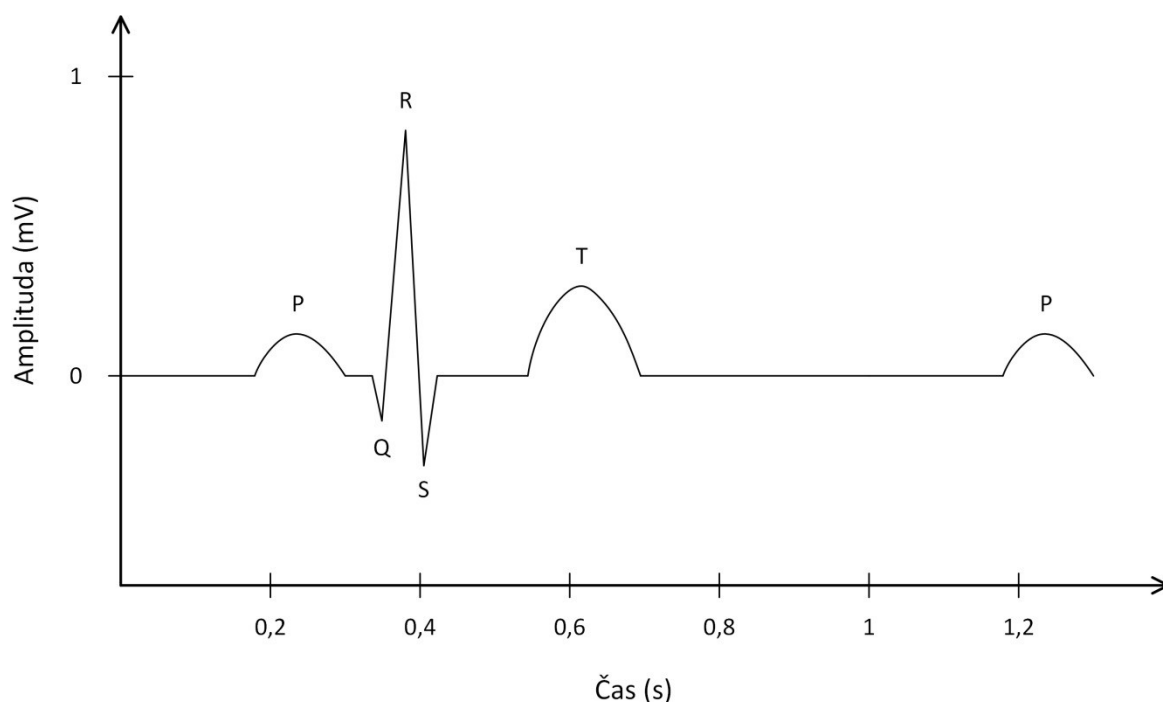


**Obrázek 3: Převodní systém srdeční. Převzato a upraveno z [8].**

## 2.2 Morfologie EKG

Výsledkem snímání srdeční aktivity z povrchu těla je tzv. PQRST komplex. Toto pojmenování bylo zavedeno holandským lékařem W. Einthovenem již v roce 1895, viz [1].

Jednotlivá písmena označují jednotlivé fáze srdeční akce, projevující se ve výsledném EKG jako vlny a kmity. P vlna je prvním úsekem záznamu a představuje počátek srdeční akce, tedy depolarizaci síní. Během dalších zhruba 50 ms, kdy depolarizační vlna doráží k AV uzlu, nejsou v záznamu patrné téměř žádné signály. Následuje QRS komplex, což je série kmitů představujících depolarizaci komor. Během této doby jsou navíc repolarizovány síně. Za QRS komplexem je v záznamu patrná T vlna reprezentující repolarizaci komor. V některých případech je za T vlnou pozorovatelná i nepříliš výrazná U vlna, která je projevem repolarizace Purkyňových vláken. Úsek mezi koncem U vlny a počátkem další P vlny je označován jako izoelektrická linie, kdy srdce nevykazuje žádnou měřitelnou aktivitu, viz [1], [2].



**Obrázek 4: Průběh EKG křivky. Překresleno podle [9].**

Průběhy mateřského a fetálního EKG jsou si tvarově velice podobné, avšak na straně amplitud jednotlivých elementů si lze v průběhu těhotenství a dokonce i krátce po narození všimnout značných rozdílů. Ty jsou nejvýraznější právě u T vlny, která se u plodů a novorozenců neprojevuje v záznamu tak silně, viz [2].

**Tabulka 1: Srovnání mEKG a fEKG. Převzato a upraveno dle [16].**

	P amplituda (% QRS)	P šířka (ms)	PQ segment (ms)	QRS amplituda ( $\mu$ V)	QRS šířka (ms)	ST segment (ms)	T amplituda (% QRS)	T šířka (ms)
M	20	65	70	150	100	110	30	160
F	10	56	45	30	50	70	25	130

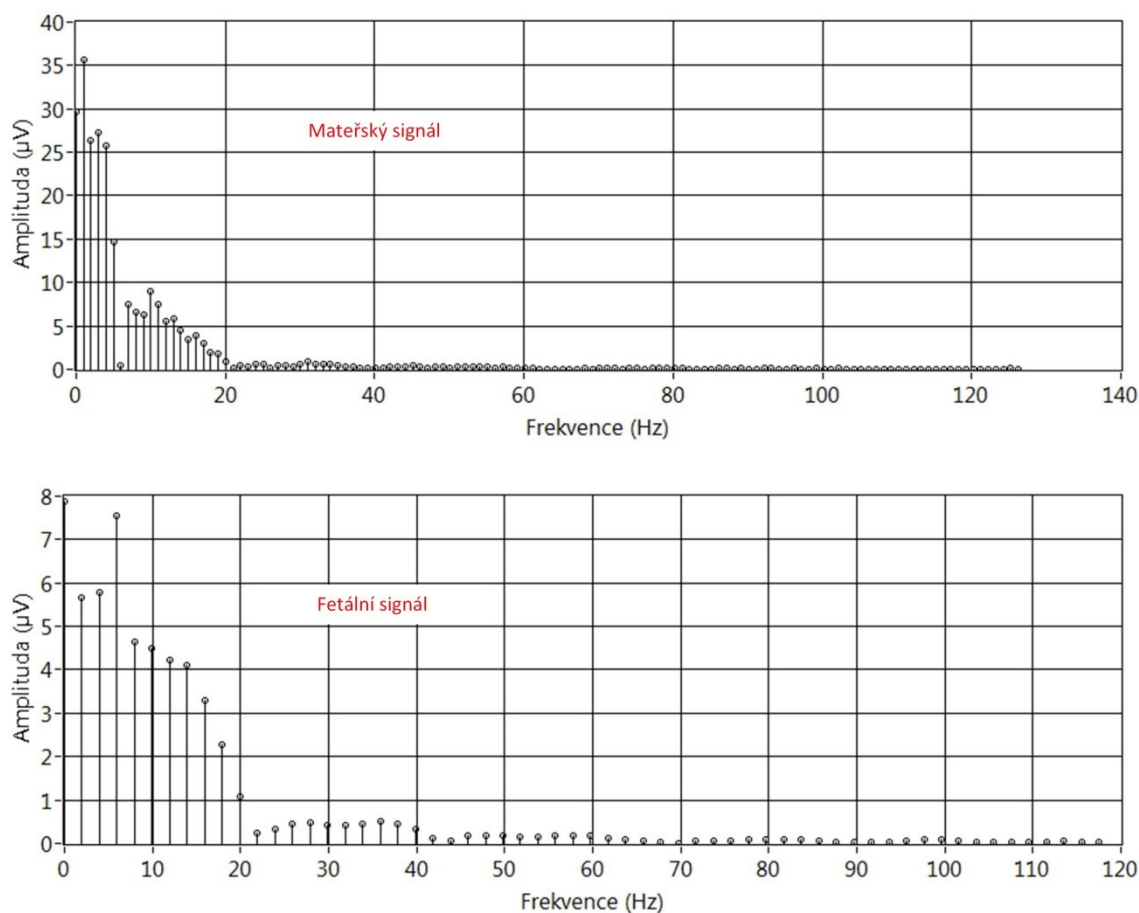
Tabulka 1 je shrnutím amplitudově -časových vztahů mezi fetálním (F) a mateřským (M) elektrokardiogramem. Veškeré tyto hodnoty byly stanoveny jako střední hodnoty z 20 reálných průběhů zaznamenaných mezi 36. a 41. týdnem těhotenství. Pro výpočet bylo použito celkem 620 P-QRS-T komplexů mateřského a 720 komplexů fetálního elektrokardiogramu, viz [16].

## 2.3 Spektrální vlastnosti EKG

Spektrém je ve smyslu Fourierovy transformace míněn rozklad signálu na jednotlivé harmonické složky a jejich následný popis prostřednictvím amplitudy a fáze. Konverzí z časové do frekvenční oblasti lze pak získat přehled o zastoupení jednotlivých složek ve významných

elementech EKG, což s sebou přináší lepší možnosti jejich klasifikace. Užitečná část signálu je koncentrována v kmitočtovém pásmu do 125 Hz, u dětských pacientů, či v případě fEKG, pak dokonce do 150 Hz. Pro digitalizaci je v běžné praxi kvůli splnění Nyquistova teorému používána vzorkovací frekvence 500 Hz, viz [10].

Hlavní frekvenční složky EKG signálu jsou však soustředěny v nižších frekvenčních pásmech. Hlavní část spektra vln T a P leží v pásmu do 10 Hz. Hlavní část výkonu ORS komplexu pak lze nalézt v rozmezí 3 až 40 Hz, avšak jeho spektrum dosahuje i 125 Hz, viz [10].



**Obrázek 5: Amplitudové spektrum mateřského a fetálního EKG.**

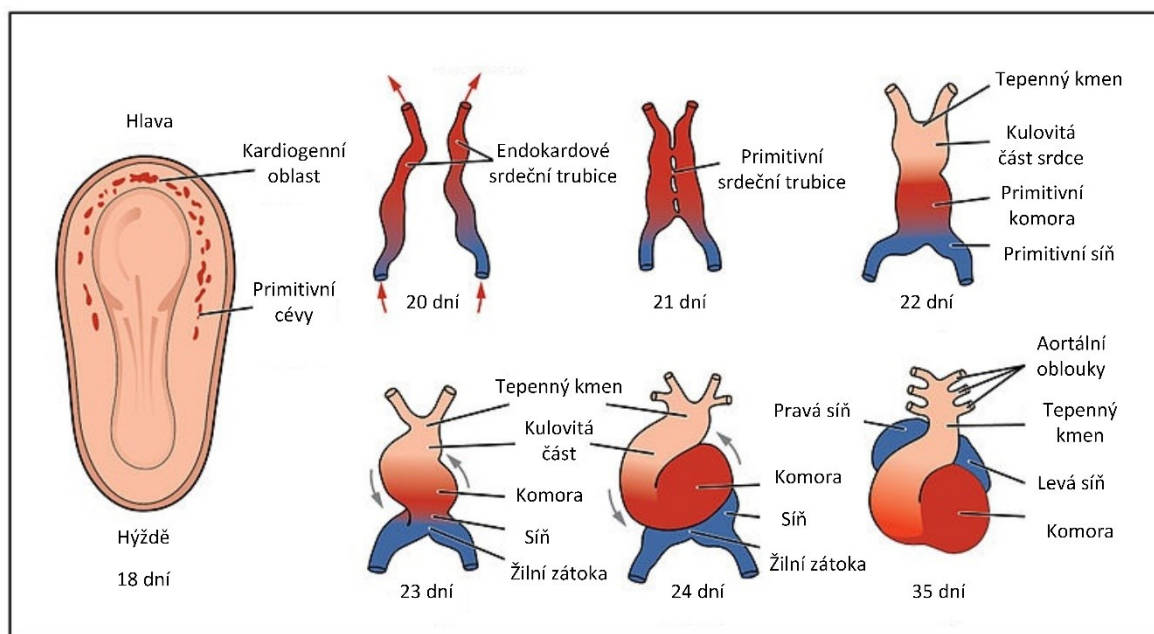
Dvojice grafů na obrázku 5 reprezentuje amplitudové spektrum mateřského (horní průběh) a fetálního (spodní průběh) elektrokardiogramu.

### 3 Fetální srdce

Srdce je jedním z nejdříve vyvíjejících se orgánů plodu a značně roste již v brzkém stádiu těhotenství. Období největších strukturálních změn je mezi třetím a sedmým týdnem těhotenství, kdy je jednoduchá srdeční trubička formována do podoby dospělého, na síně a komory rozděleného, srdce. Přestože takové srdce již vykazuje podobnost srdci dospělému, lze u něj nalézt jisté funkční a morfologické odlišnosti, které mizí až po narození, viz [2].

#### 3.1 Vývoj fetálního srdce

Základní stavební kameny budoucího srdce jsou patrné již 18. den těhotenství, kdy jsou v kardiogenní zóně shlukovány a paralelně k sobě ukládány angioblastické<sup>5</sup> provazce, které dále formují dvě endokardové<sup>6</sup> srdeční trubice. Ty následně splynou v jednu primitivní srdeční trubici, která dalším růstem a ohýbáním se vytváří srdeční kličku. V období mezi čtvrtým a sedmým týdnem dále probíhá septace<sup>7</sup>, jejímž výsledkem je srdce, nabývající vzhledu dospělého orgánu, rozdělené na čtyři oddíly, viz [2], [11].



Obrázek 6: Vývoj fetálního srdce. Převzato a upraveno z [12].

<sup>5</sup> Angioblastický – týkající se nezralé cévní buňky.

<sup>6</sup> Endokard – vnitřní srdeční vrstva.

<sup>7</sup> Septace – tvorba přepážek.

## 3.2 Anatomie fetálního srdce

Aby mohlo docházet k výměně potřebných živin mezi matkou a plodem, je srdce plodu spojeno s placentou.

Toto spojení je realizováno prostřednictvím dvou pupečnickových arterií (*arteriae umbilicales*) a jedné pupečnickové žíly (*vena umbilicalis*), vedoucích pupečnickem. V místě před vstupem pupeční žíly, transportující okysličenou krev, do jater je vytvořen jakýsi obchvat v podobě *ductus venosus*<sup>8</sup>, který je následně napojen přímo na dolní dutou žílu (*vena cava inferior*) ústící do pravé předsíně. Ta je prostřednictvím otvoru *foramen ovale* spojena s předsíní levou, která dále komunikuje s levou komorou, odkud odstupuje aortální oblouk, viz [2], [13].

Do pravé předsíně dále vyústí horní dutá žíla (*vena cava superior*), přivádějící odkysličenou krev z horní poloviny těla. Z pravé komory pak odstupuje plicní kmen (*truncus pulmonalis*), z něhož vychází obchvat (*ductus arteriosus*) umožňující obejít, u plodu nefunkční, plíce. *Ductus arteriosus* se napojuje na sestupnou část aorty, v oblasti za odstupy aortálního oblouku pro zásobování horní poloviny těla, z jejichž větví *arteriae iliacae internae* odstupují právě *arteriae umbilicales*, viz [13].

## 3.3 Fyziologie fetálního srdce

Fetální vývoj trvá okolo 40 týdnů. Fetální srdce však začíná tlouct již od čtvrtého týdne těhotenství s frekvencí zhruba 65 úderů za minutu. Tato frekvence v průběhu těhotenství roste a ve dvacátém týdnu již dosahuje hodnoty 120 až 160 úderů za minutu (dále jen BPM). Hlavní funkcí fetálního srdce je pumpovat okysličenou krev z placenty k orgánům a přinášet CO<sub>2</sub> zpět do placenty, kde probíhá výměna mezi matkou a plodem. Tato výměna však není omezena pouze na plyny a touto cestou jsou přenášeny i živiny a odpadní látky, viz [2].

### 3.3.1 Oběh plodu

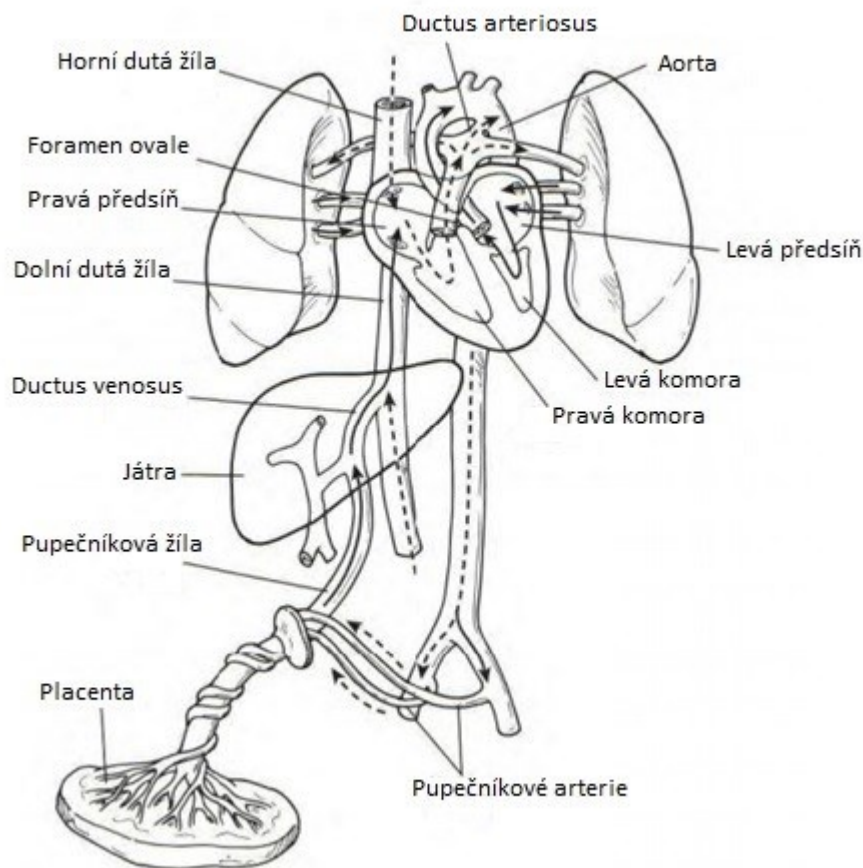
Krev je do placenty, kde je okysličována a obohacována o živiny, přiváděna prostřednictvím dvou pupečnickových arterií. Takto obohacená krev je následně přenášena pupečnickovou žílou zpět k plodu. Část této krve dále prochází přes částečně funkční játra. Její většina však játra obchází přes *ductus venosus* a vylévá se přímo do *v. cava inferior*, kde je mísená s méně okysličenou krví z dolní poloviny těla. Tato krev dále vstupuje do pravé předsíně a přes *foramen ovale* pokračuje do předsíně levé. Z levého srdce je potom vypuzována do aorty a přes odstupy aortálního oblouku je rozváděna po horní polovině těla, viz [13].

Odkysličená krev z horní poloviny těla je přiváděna do *v. cava superior*. Následně přes pravou síň, trojčípou chlopeč a pravou komoru vstupuje do *truncus pulmonalis*, odkud přes *ductus arteriosus* obchází plíce a vylévá se do aortálního oblouku v místě za odstupy větví zásobujících horní polovinu těla. Směs odkysličené a okysličené krve v sestupné části aorty potom zčásti zásobuje dolní polovinu těla. Její větší část však teče do pupečnických arterií a následně do placenty, kde je opět obohacována o kyslík a živiny, viz [13].

---

<sup>8</sup> Ductus venosus – žilní spojka mezi pupeční a dolní dutou žílou.





**Obrázek 7: Krevní oběh plodu. Převzato z [13].**

Po narození je *foramen ovale* s prvními nádechy uzavřen. *Ductus arteriosus* je po 10 – 15 hodinách po narození uzavřen jen částečně a k jeho úplnému uzavření dochází až do tří týdnů po narození. *Ductus venosus* je uzavřen krátce po narození, v momentě přerušení pupeční šňůry, kdy je průtok krve mezi matkou a plodem ukončen. Kromě těchto zásadních změn jsou v prvním roce života pozorovatelné i další drobné změny novorozeneckého kardiovaskulárního systému, viz [2].

### 3.3.2 Rozhraní plodu a matky

Mezi matkou a plodem leží několik anatomicky odlišných vrstev vyznačujících se rozdílnou elektrickou vodivostí. Nejvyšší vodivost vykazuje plodová voda, nejnižší vodivost je zase charakteristická pro *vernix caseosa*<sup>9</sup>, viz [2].

Velký vliv na kvalitu záznamu fEKG mají pro svou, oproti okolním tkáním asi 10krát menší, vodivost právě kůže a podkožní tuk. Elektrická vodivost a také tvar a objem jednotlivých vrstev, kterými musí signál od plodu k povrchu těla matky projít, se v průběhu těhotenství liší, viz [2].

<sup>9</sup> Vernix caseosa – maz přítomný na kůži novorozence.

Zejména ve druhé polovině těhotenství, kdy je již možno EKG s využitím externích elektrod snímat, dochází k výraznému růstu objemu plodové vody, placenty i samotného plodu. Dále je mezi 28. a 30. týdnem těhotenství vytvářena vrstva *vernix caseosa*, která elektricky téměř izoluje plod a činí tak záznam velice obtížným. V 37. a 38. týdnu je tato vrstva rozpouštěna, viz [2].

### 3.3.3 Poloha plodu

Během prvních dvou trimestrů těhotenství plod nezaujímá žádnou specifickou pozici a hodně se pohybuje. Zhruba v polovině třetího trimestru je již většinou usazen v typické pozici hlavou dolů (*vertex*), vhodné pro porod. V některých případech je od této pozice více či méně odchýlen. Poloha plodu je dalším faktorem ovlivňujícím srdeční signál získaný z povrchu těla matky, jelikož významně ovlivňuje rozmístování břišních elektrod na tělo matky, viz [2].



Obrázek 8: Poloha vertex. Převzato z [14].

## 3.4 Patologie fetálního srdce

V oblasti patologie fetálního srdce jsou ve vztahu k fEKG nejdůležitější právě různé stupně kyslíkové nedostatečnosti. Podle závažnosti poklesu kyslíkové saturace arteriální krve plodu jsou známy tyto stavy: hypoxémie, hypoxie a asfyxie, viz [13], [17].

### 3.4.1 Hypoxémie

Hypoxémie je počátečním stádiem nedostatečného zásobení plodu kyslíkem. Při tomto stavu zůstávají jak centrální orgány, tak i periferní tkáně nedotčeny a mají k dispozici dostatek kyslíku pro pokrytí aerobního metabolismu. Plod na drobný nedostatek kyslíku v arteriální krvi reaguje, prostřednictvím chemoreceptorů ve velkých cévách, dvěma opatřeními. Tím prvním je zefektivnění příjmu kyslíku zvýšením krevního průtoku, nebo počtu erytrocytů. Za druhé jsou omezeny pohyby plodu a také jeho růst, čímž dochází k menší spotřebě kyslíku. Plod je schopen hypoxémii odolat několik dní až týdnů, ale díky omezeným energetickým zásobám vykazuje nižší schopnost zvládnutí porodního stresu, viz [13].

### 3.4.2 Hypoxie

Hypoxie je druhým stádiem kyslíkové nedostatečnosti. Při tomto stavu jsou postiženy periferní tkáně. Krevní průtok je přerozdělován ve prospěch centrálních orgánů, aby byl zajištěn aerobní metabolismus. Naproti tomu, na úrovni periferních tkání již probíhá metabolismus

anaerobní. Reakcí plodu na takovýto stav je potom uvolňování stresových hormonů a aktivace sympatiku. Bez újmy je plod schopen tomuto stavu vzdorovat po několik hodin, viz [13].

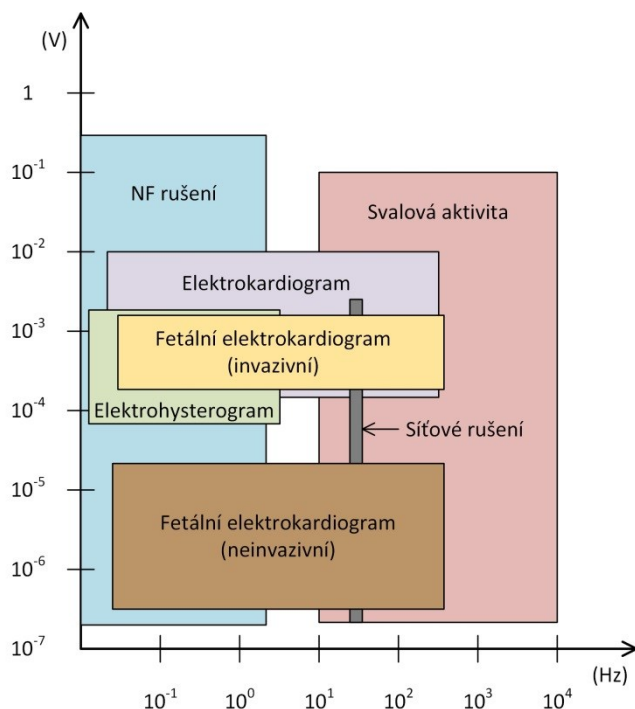
### 3.4.3 Asfyxie

Asfyxie představuje nejkritičtější stádium kyslíkové nedostatečnosti, kdy je snížení kyslíkové saturace tak výrazné, že hlavní orgány již vykonávají metabolismus anaerobně. Energie je získávána štěpením glukózy uchované v játrech a srdci. Spolu s tímto mechanismem plod na tuto skutečnost reaguje opět uvolňováním stresových hormonů a aktivací sympatiku. Plod se snaží udržet funkci centrálních orgánů jak dlouho je to možné. Pouhých několik minut toho stavu však může vyvolat nevratné poškození plodu. Konečným stádiem asfyxie je potom kolaps systému spolu s mozkovým a srdečním selháním, viz [13].

## 4 Rušení typická pro fEKG

Signál, získaný neinvazivní metodou z povrchu břicha matky, je sumací třech různých složek – mateřské (mEKG), plodové (fEKG) a interferenční. Nejdominantnější složkou záznamu je právě mateřské EKG, jehož amplituda několikanásobně převyšuje amplitudu plodového EKG, viz tabulka 1. Prvním krokem v neinvazivní fetální elektrokardiografii je tedy potlačení dominantního mEKG signálu. Toho však nelze docílit běžnou filtrací ve frekvenční oblasti, neboť spektra obou signálů jsou vzájemně překryta, viz obrázek 9. Je tedy zapotřebí využít sofistikovanějších metod jakými jsou například metody ANC, BSS či BSE, viz kapitola 1 a [3], [4], [7]. K dispozici je i řada, v tomto textu nepopsaných technik jako například lineární a nelineární dekompozice, či náročné metody kombinující detekci QRS komplexu spolu s křížovou korelací a výpočtem střední hodnoty mateřského signálu, podrobněji v [15]. Kromě mEKG, je signál, zaznamenaný z povrchu břicha matky, zatížen dalšími typy rušení, která lze podle frekvenčního pásma rozdělit následovně:

- Nízkofrekvenční rušení.
- Síťové rušení.
- Svalové rušení.
- Rušení během samotného porodu, generované stahy dělohy (elektrohysterogram), viz [16].



Obrázek 9: Amplitudový rozsah a frekvenční pásma jednotlivých složek zaznamenaného signálu. Překresleno podle [16].

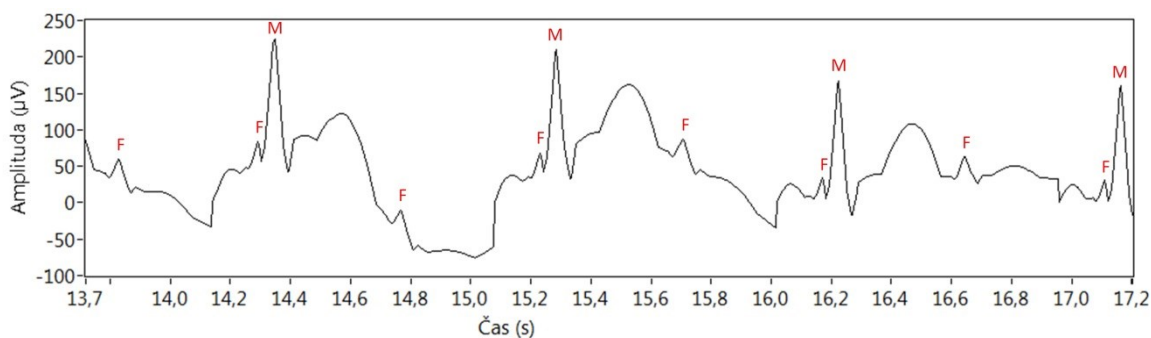
Obrázek 9 je interpretací amplitudových rozsahů a frekvenčních pásem jednotlivých složek reálného abdominálního fEKG.

V signálu jsou přítomna ještě další, méně výrazná, rušení. Jedná se například o kvantizační chybu, náhlé kolísání izoelektrické linie, nebo interference pocházející z ostatních elektrických zařízení. Tato skupina rušení má však na analýzu abdominálního<sup>10</sup> signálu zanedbatelný vliv a není tedy dále v textu rozebírána, viz [16].

## 4.1 Nízkofrekvenční rušení

Tato skupina interferencí leží v pásmu do 1 Hz a může být generována mnoha způsoby. Jedním ze zdrojů takového rušení je například změna polohy fetálního srdce ve vztahu k poloze umístění elektrody. To je způsobeno přirozenými pohyby plodu během těhotenství. Dalším typem jsou interference, generované pohyby matky. Zde se jedná hlavně o dechové pohyby matky během snímání signálu. Všechna rušení, ovlivňující isoelektrickou linii, jsou výsledkem impedančních změn mezi snímací elektrodou a povrchem těla matky. Tyto změny jsou většinou způsobeny mechanickými změnami na úrovni napětí kůže, nebo vysycháním elektrodového gelu. Rovněž nedokonalý kontakt elektrod je příčinou těchto impedančních změn. Tím také dochází ke zkreslení signálu vlivem vybíjení elektrostatického náboje na těle matky, viz [16].

Nízkofrekvenční rušení jsou v oblasti elektrokardiografie vážným problémem, jelikož činí získání korektního záznamu velice obtížným, a to zejména ve smyslu zkreslení amplitud a délky jednotlivých elementů EKG. Tato rušení mohou být modelována prostřednictvím sinusového průběhu s frekvencí pod 1 Hz a proměnlivou amplitudou, viz [16].



Obrázek 10: Abdominální EKG signál s kolísavým průběhem izolinie (F – plod, M – matka).

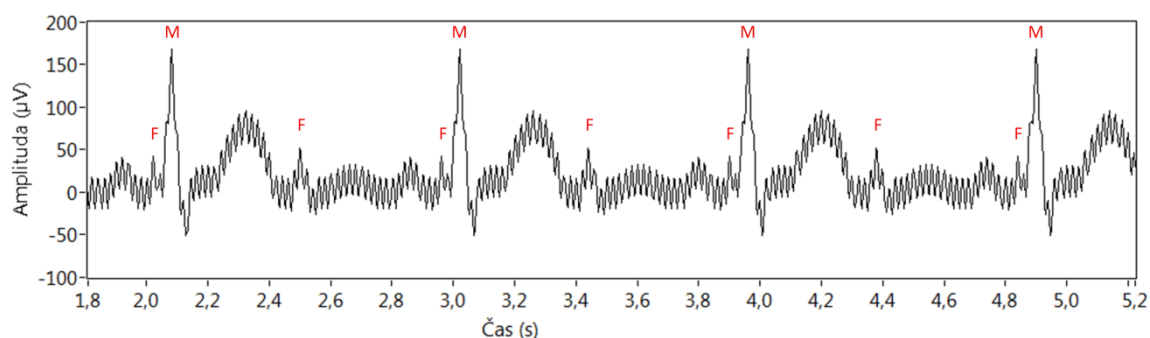
## 4.2 Síťové rušení

Při záznamu bioelektrických signálů je třeba brát v potaz rovněž elektromagnetické pole, pocházející z hlavní rozvodné sítě. Frekvence síťových rušení (50 - 60 Hz) totiž leží v přímo v pásmu užitečného signálu. Tato rušení mohou být minimalizována správným rozložením měřících a napájecích kabelů, stíněním a také časem a místem monitorování. Nejčastěji je však k potlačení těchto interferencí využito selektivních filtrů s dostatečně širokým pásmem. Pásmo

<sup>10</sup> Abdominální – břišní.

potlačení musí být tak široké, aby pokrylo rozsah běžných frekvenčních změn a zároveň tak úzké, aby nedocházelo ke zkreslení elektrokardiografického signálu. Síťové rušení lze modelovat sinusovým průběhem s frekvencí 50, nebo 60, *Hz* a různou fází, viz [16].

Typický příklad rušení, pocházejícího z elektrovedné sítě, lze pozorovat na obrázku 11. Další příklad tohoto rušení, včetně jeho následné filtrace, je pak na obrázku 19 v kapitole 7.2.

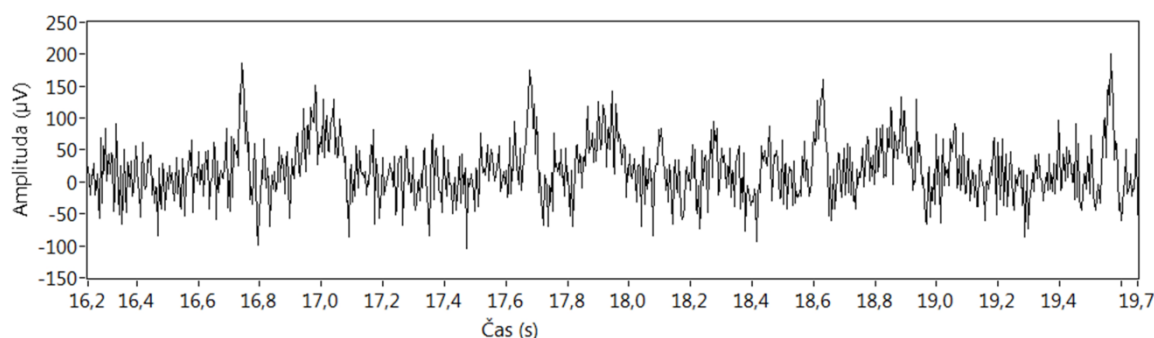


**Obrázek 11: Průběh abdominálního EKG signálu s patrnou 50 Hz rušivou složkou (F – plod, M – matka).**

### 4.3 Svalové rušení

Interference, mající původ ve svalové činnosti, jsou dalším problémem neinvazivního snímání ve fetální elektrokardiografii. Frekvenční spektrum tohoto rušení překrývá široké pásmo frekvencí užitečného signálu. Rovněž amplituda je buďto srovnatelná, nebo dokonce převyšuje užitečný signál. Tyto interference jsou výsledkem elektrických podráždění svalových vláken vlivem přicházejících akčních potenciálů. Síla svalové kontrakce je dána frekvencí těchto podráždění a také velikostí svalu. V neinvazivní elektrokardiografii, kdy je záznam snímán z poměrně velkého povrchu mateřského těla, je signál zatížen aktivitou svalových vláken břicha, trupu a dělohy. Skupinu svalových rušení lze modelovat prostřednictvím bílého šumu s Gaussovým rozložením, viz [16].

Demonstrací výše popsaného typu rušení je pak průběh na obrázku 12. V tomto záznamu jsou projevy myopotenciálů tak silné, že je téměř nemožné detekovat užitečný signál.

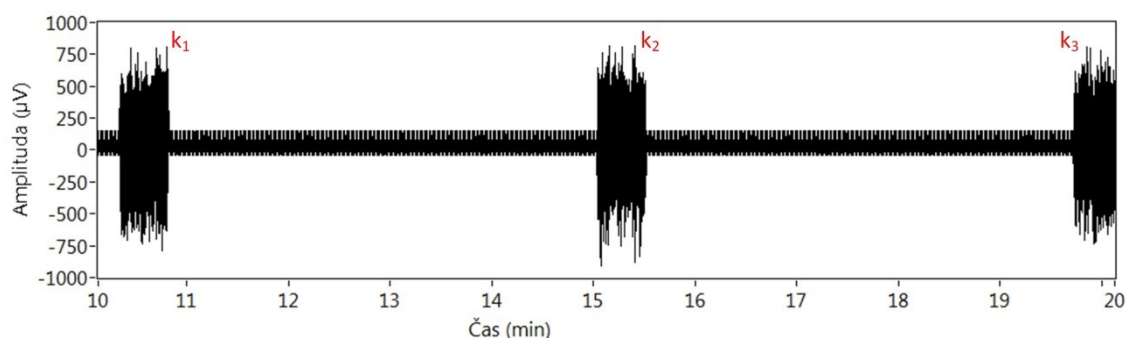


Obrázek 12: Svalové rušení projevující se v záznamu abdominálního EKG.

## 4.4 Kontrakce dělohy

V posledních týdnech těhotenství a během samotného porodu je signál znehodnocen akčními potenciály, přicházejícími na svalová vlákna dělohy. Takovýto parazitní signál je nazýván elektrohysterogramem (EHG) a zahrnuje dvě parazitní komponenty: frekvence vrcholů akčních potenciálů ( $S_1$ ) a pásmo těchto potenciálů ( $S_2$ ), ležící mezi 0,1 až 3 Hz v závislosti na síle kontrakcí. Signál  $S_1$  reprezentuje změnu amplitudy akčních potenciálů a je tedy obálkou signálu s frekvencí  $S_2$ . Amplituda EHG signálu leží v rozmezí 0,1 a 1 mV a je zvyšována s postupem těhotenství. Obálka signálu zcela neodpovídá sinusovému průběhu, neboť vzdálenost mezi jednotlivými vrcholy akčních potenciálů není konstantní. Elektrohysterografický signál může být modelován jako amplitudová modulace signálu  $S_2$  se signálem  $S_1$ , popsáným frekvencí a dobou trvání jednotlivých kontrakcí, viz [16].

Časový průběh, děložními kontrakcemi znehodnoceného, abdominálního EKG signálu lze pak pozorovat na obrázku 13.



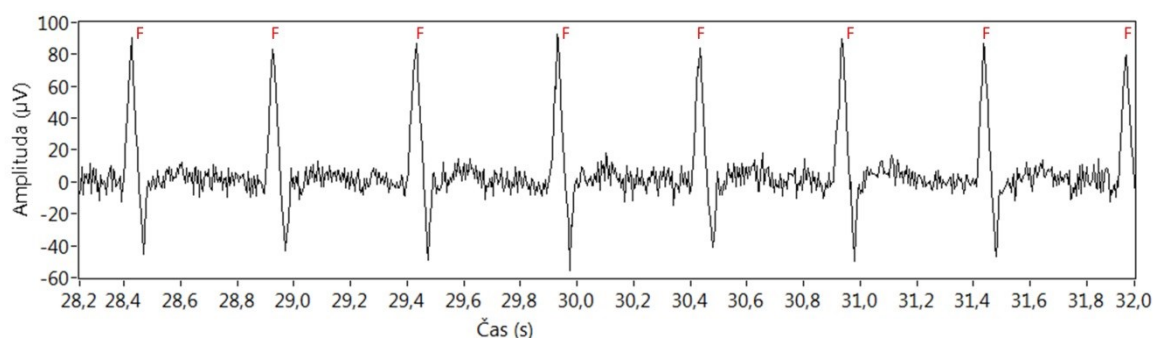
Obrázek 13: Projevy jednotlivých děložních kontrakcí ( $k_1 - k_3$ ) v záznamu abdominálního EKG.

## 5 Metody monitorování fetálního EKG

Záznam fetálního EKG je možno realizovat dvěma způsoby – invazivně a neinvazivně. Při invazivní metodě je využito skalpové elektrody, která je v přímém kontaktu s povrchem hlavičky plodu. Tato metoda přináší lepší kvalitu výsledného záznamu ve srovnání s metodou neinvazivní, avšak za cenu menšího pohodlí a možnosti snímat pouze během samotného porodu. Toto omezení je spojeno s nutností odečtení plodové vody. Při invazivní metodě je rovněž pacientka vystavena riziku zavlečení infekce. Neinvazivní metoda představuje záznam signálu z povrchu břicha matky, s využitím několika elektrod, rozmístěných nejčastěji dle Bergvelda, viz [11]. Nevýhodou neinvazivní metody je zatížení užitečného signálu celou řadou rušivých složek. Její hlavní výhodou je však eliminace nepříjemných pocitů při vyšetření a možnost dlouhodobého záznamu prakticky v jakémkoli stádiu těhotenství, což tuto metodu staví do popředí zájmu současné praxe, viz [2], [10].

### 5.1 Invazivní monitorování fetálního EKG

Jak už bylo zmíněno výše, invazivní metoda monitorování fEKG nabízí pořízení záznamu vysoké diagnostické výtěžnosti. To ji přináší místo na pozici standardního vyšetření, prováděného ve vyspělých státech v rámci diagnostiky hypoxémie. V této oblasti se využívá zejména kardiokografie (KTG) a analýzy ST segmentu (STAN). Velkou nevýhodou je však, již zmíněné, omezení záznamu pouze na dobu porodu, riziko infekce a v neposlední řadě diskomfort při vyšetření. Nevýhodou je i kolísání izoelektrické linie, jehož filtrací potom dochází k deformacím ST segmentu a snížení kmitů QRS komplexu, viz [10].



Obrázek 14: Simulace reálného průběhu získaného invazivním snímáním.

#### 5.1.1 Transvaginální KTG

Transvaginální <sup>11</sup>KTG, využívající skalpové elektrody, je metodou založenou na hodnocení R-R intervalu výsledného fEKG záznamu, ze kterého je následně vypočtena tepová frekvence plodu. Současně jsou prostřednictvím snímače nitroděložního tlaku, umístěného ve vagině, snímány děložní kontrakce. Vyšetření nachází uplatnění zejména v oblasti diagnostiky hypoxémie plodu, viz [10].

---

<sup>11</sup> Transvaginální – vyšetření přes pochvu



### 5.1.2 Transvaginální STAN

Metoda STAN je založena na faktu, že změny ST úseku jsou odrazem funkce fetálního myokardu. Tato metoda však není sama o sobě schopna poskytnout výstup s informací o stavu myokardu a je třeba ji brát pouze jako doplňkovou metody ke KTG. Při její aplikaci se vychází z předpokladu, že srdce na nedostatek kyslíku reaguje stejně citlivě jako mozek, viz [17].

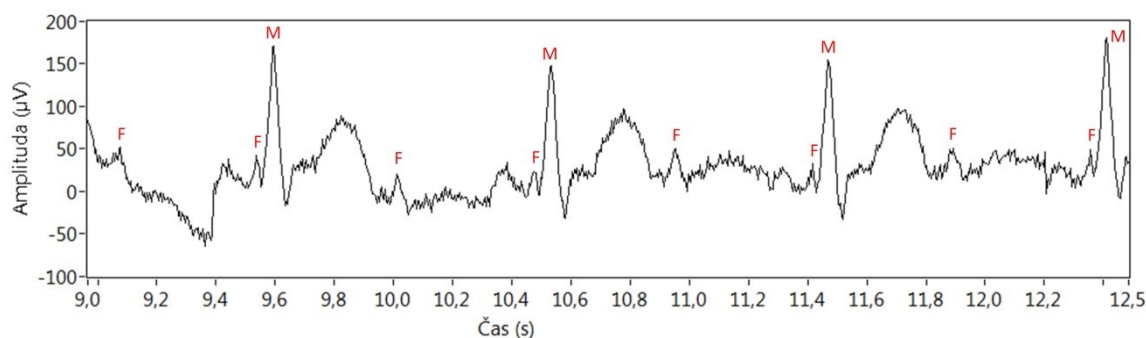
Samotné vyšetření je po odtečení plodové vody zahájeno připevněním interní skalpové elektrody na hlavičku plodu. Za současného zaznamenávání R-R intervalů mezi jednotlivými srdečními cykly, zevní KTG sondou, je vnitřní sondou ST analyzátoru snímána kompletní EKG křivka plodu. Ve výsledném průběhu EKG je pak hodnocena výška QRS komplexu, odchylka ST segmentu od izoelektrické linie a také výška vlny T. V průběhu každé minuty je také několikrát stanovena průměrná EKG vlna, z níž je následně určen poměr výšky QRS komplexu a T vlny – T/ORS, viz [17].

Za normálního stavu je poměr T/QRS stálý a ST úsek se neodchyluje od izoelektrické linie. Počáteční stádium hypoxie se projeví poklesem ST úseku vůči izoelektrické linii. Při závažnějším nedostatku kyslíku je deprese ST vykompenzována a dochází k nárůstu vlny T. Míra tohoto nárůstu je dána množstvím glykogenu, potřebným pro pokrytí energetických nároků plodu, viz [17].

## 5.2 Neinvazivní monitorování fetálního EKG

Neinvazivní monitorování nabízí šetrný a fází těhotenství neomezený záznam aktivity fetálního srdce. Kvůli značnému objemu tkáně mezi samotným plodem a snímacími prvky je však získaný záznam do značné míry znehodnocen, viz [2], [10].

Současné diagnostické přístroje zatím nenabízejí možnost přesné analýzy fEKG při neinvazivním monitorování. Avšak díky velkým pokrokům v této oblasti za posledních pár let je do budoucna počítáno s přístroji, schopnými zkombinovat dvě současně běžně používané metody v rámci jednoho zařízení. Těmito metodami jsou transabdominální<sup>12</sup> KTG a transabdominální STAN, viz [10].



**Obrázek 15: Simulace reálného průběhu neinvazivního snímání fEKG.**

<sup>12</sup> Transabdominální – vyšetření přes břišní stěnu.

Obrázek 15 nabízí simulaci, transabdominálně získaného, průběhu. V záznamu se uplatňují vlivy rušení, popsanych v předchozí kapitole, zejména pak mateřské složky (M), myopotenciálů a kolísání izolinie. Fetální složka (F) je vlivem těchto parazitních signálů hůře identifikovatelná.

### 5.2.1 Transabdominální KTG

Jedná se o metodu měření srdečního rytmu s využitím Dopplerovské ultrazvukové techniky a současného snímání děložních kontrakcí prostřednictvím externího snímače pro TOCO. Jedná se o mechanicko-elektrický převodník reagující na změny napětí břišního svalstva. Jeho citlivost je však úměrná tloušťce břišní stěny, což znamená, že kvalita záznamu je ovlivněna množstvím podkožního tuku rodičky, viz [10].

## 6 Metody modelování srdeční aktivity

Obečně jsou známy dvě základní metody modelování srdeční aktivity – matematické modelování a generování signálu z banky signálů, viz [10].

### 6.1 Matematické modelování

V případě každého periodického signálu se nabízí možnost vyjádřit jej vhodným matematickým popisem. EKG signál s určitou tepovou frekvencí srdce patří mezi periodické signály a je tedy možno jej matematicky popsat.

V oblasti matematického modelování lze využít třech různých postupů:

- **Podobnost úseků** – je využito podobnosti jednotlivých úseků EKG křivky, hlavně se sinusovým a trojúhelníkovým průběhem.
- **Fourierova řada** – je běžně používána pro popis periodických signálů, tudíž se nabízí možnost aplikovat ji i na EKG signál, viz [10].
- **Dynamický model** – výsledkem tohoto modelu jsou trajektorie křivky v třírozměrném prostoru, viz [10].

Další možností je modelování srdeční aktivity s využitím Hermitových funkcí, viz [16], která je podrobněji rozebrána v dalším textu.

#### 6.1.1 Dynamický model

Na základě jednokanálového EKG modelu byl odvozen následující dynamický model pro vektor srdečního dipólu  $d(t)$ :

$$\begin{aligned}\dot{\theta} &= \omega \\ \dot{x} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^x \omega}{(b_i^x)^2} \Delta\theta_i^x \exp\left[-\frac{(\Delta\theta_i^x)^2}{2(b_i^x)^2}\right] \\ \dot{y} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^y \omega}{(b_i^y)^2} \Delta\theta_i^y \exp\left[-\frac{(\Delta\theta_i^y)^2}{2(b_i^y)^2}\right] \\ \dot{z} &= -\sum_i \frac{\alpha_i^z \omega}{(b_i^z)^2} \Delta\theta_i^z \exp\left[-\frac{(\Delta\theta_i^z)^2}{2(b_i^z)^2}\right]\end{aligned}\tag{1}$$

kde  $\Delta\theta_i^x = (\theta - \theta_i^x) \bmod(2\pi)$ ,  $\Delta\theta_i^y = (\theta - \theta_i^y) \bmod(2\pi)$ ,  $\Delta\theta_i^z = (\theta - \theta_i^z) \bmod(2\pi)$  a  $\omega = 2\pi f$ , kde  $f$  je frekvence srdečního rytmu, viz [2].

První rovnice tedy generuje trajektorii kruhového pohybu s frekvencí otáčení odpovídající frekvenci srdečního rytmu. Každá ze tří souřadnic dipólového vektoru  $d(t)$  je modelována součtem

Gaussových funkcí s amplitudami  $\alpha_i^x, \alpha_i^y, \alpha_i^z$  a šířkami  $b_i^x, b_i^y, b_i^z$  na rotačních úhlech  $\theta_i^x, \theta_i^y, \theta_i^z$ . Úroveň každé ze souřadnic se spolu s přibližováním se trajektorie ke Gaussovým funkcím mění v podobě délky vektoru v prostoru x, y, z. Navíc přidáváním odchylek k jednotlivým parametrům funkcí je možno generovat realističtější vektor srdečního dipólu zohledňující změny frekvence srdečního rytmu, viz [2].

Tento model je samozřejmě pouze jednoduchým přiblížením vektoru srdečního dipólu. Na jeho základě však mohou být odvozeny nástroje pro testování algoritmů pro zpracování signálů. Různé úpravy modelu pak mohou sloužit pro generování libovolných projekcí na povrchy jako je břicho matky, viz [2].

### 6.1.2 Modelování abdominálního signálu s využitím Hermitových funkcí

Pro modelování jak mateřského, tak fetálního, elektrokardiografického signálu je možno využít třech Hermitových funkcí:

$$\begin{aligned} h_0(t) &= \frac{1}{\sqrt{b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \exp\left[-\frac{t^2}{2} \cdot b^2\right] \\ h_1(t) &= \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \exp\left[-\frac{t^2}{2} \cdot b^2\right] \\ h_2(t) &= \frac{1}{\sqrt{2 \cdot b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \left(2 \frac{t^2}{b^2} - 1\right) \cdot \exp\left[-\frac{t^2}{2} \cdot b^2\right] \end{aligned} \quad (2)$$

kde:

$b$  – šířka modelovaného průběhu v  $ms$ ,

$t$  – čas v  $ms$ , viz [16].

Tyto funkce mohou být nástrojem pro modelování jak QRS komplexu, tak i vln P a T. Jejich superpozice dále umožňuje opravdu efektivní vytvoření modelu s dostatečnou variabilitou tvaru generovaných průběhů:

$$\begin{aligned} H_k(n) &= \begin{cases} h_0(n) \cdot \frac{(10-k)}{10} + h_1(n) \cdot \frac{k}{10} & \text{pro } 1 \leq k \leq 10 \\ h_0(n) \cdot \frac{(k-10)}{10} + h_1(n) \cdot \frac{(20-k)}{10} + h_2(n) \cdot \frac{(k-10)}{20} & \text{pro } 11 \leq k \leq 20 \end{cases} \end{aligned} \quad (3)$$

kde:

$k$  – určuje tvar QRS komplexu (stejně tak vlny P a T),

$n$  – počet vzorků signálu, viz [16].

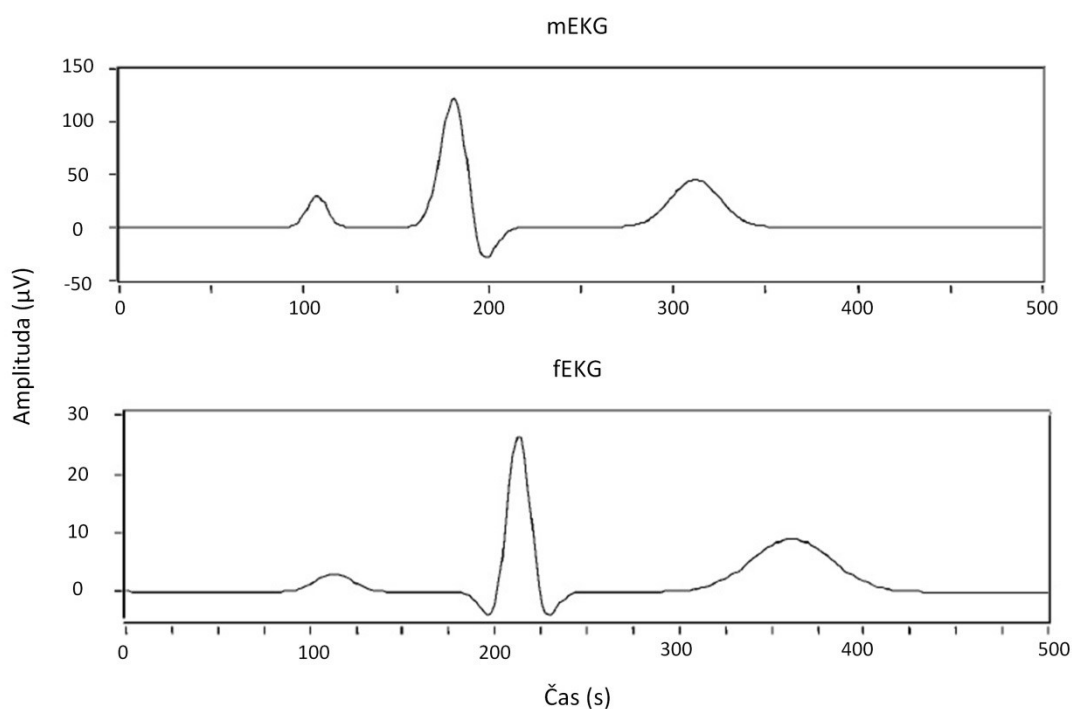
S využitím jednotlivých elektrokardiografických vln je možno modelovat jednotlivé srdeční cykly. Základem je správné určení vztahu mezi amplitudami a délkou trvání jednotlivých vln. Tabulka 2 reprezentuje střední hodnoty jednotlivých parametrů elektrokardiografických průběhů matky a plodu. Obrázek 16 pak ukazuje generované srdeční cykly, korespondující s těmito průběhy. Kompletní EKG, s určitou délkou a danou vzorkovací frekvencí, lze pak získat vynásobením modelovaných cyklů s přednastavenou frekvencí. Tímto způsobem lze získat tepovou frekvenci, určenou na základě R-R intervalu. Srdeční rytmus, vyjádřený v BPM, je vypočítán s využitím následujícího vztahu:

$$HR = \frac{60000}{T_{RR}(ms)} (BPM), \quad (4)$$

viz [16].

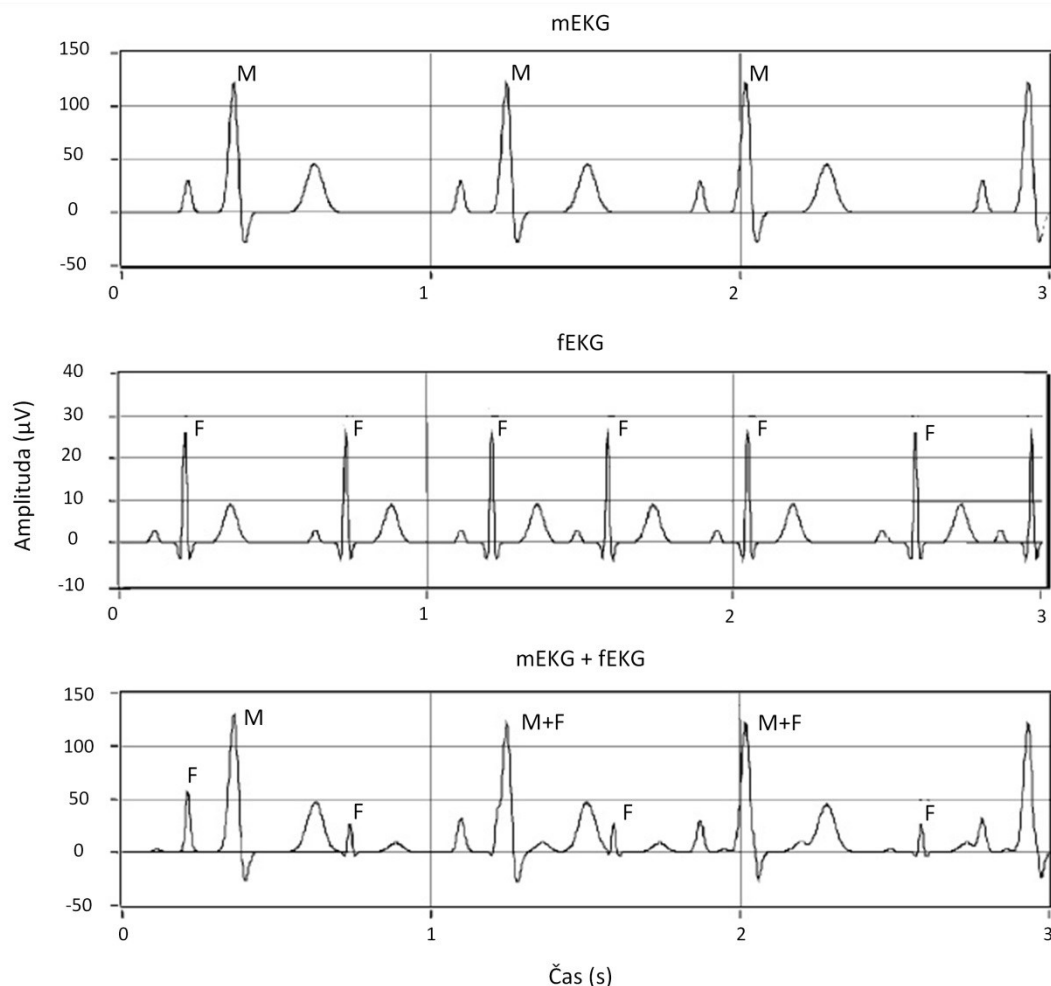
**Tabulka 2: Parametry mateřského a fetálního EKG. Převzato z [16].**

	QRS amplituda ( $\mu V$ )	QRS šířka (ms)	PQ segment (ms)	P amplituda (% QRS)	P šířka (ms)	ST segment (ms)	T amplituda (% QRS)	T šířka (ms)
Matka	150	100	70	20	65	110	30	160
Plod	30	50	45	10	56	70	25	130



**Obrázek 16: Průběh mateřského a fetálního EKG. Převzato a upraveno z [16].**

Při modelování elektrokardiografických signálů je potřeba vzít v úvahu fakt, že srdeční frekvence není konstantní hodnotou a kontinuálně se mění. Tuto variabilitu lze popsat stanovením maximální odchylky od určité typické hodnoty srdeční frekvence. S využitím tohoto rozsahu je pak pro každý srdeční cyklus náhodně generována srdeční frekvence. Obrázek 17 prezentuje ukázky modelovaného mateřského i fetálního EKG, viz [16].



**Obrázek 17: Modelované průběhy mEKG a fEKG. Převzato a upraveno z [16].**

Suma těchto průběhů pak přidává jistú dávku interference. Míra interference je určena poměrem signálu k šumu, definovaným jako:

$$\text{SNR} = 10 \cdot \log \frac{P_S(\mu V^2)}{P_Z(\mu V^2)} (\text{dB}), \quad (5)$$

kde:

$P_S$  – výkon mateřského a/nebo fetálního EKG,

$P_Z$  – výkon rušivých složek, viz [16].

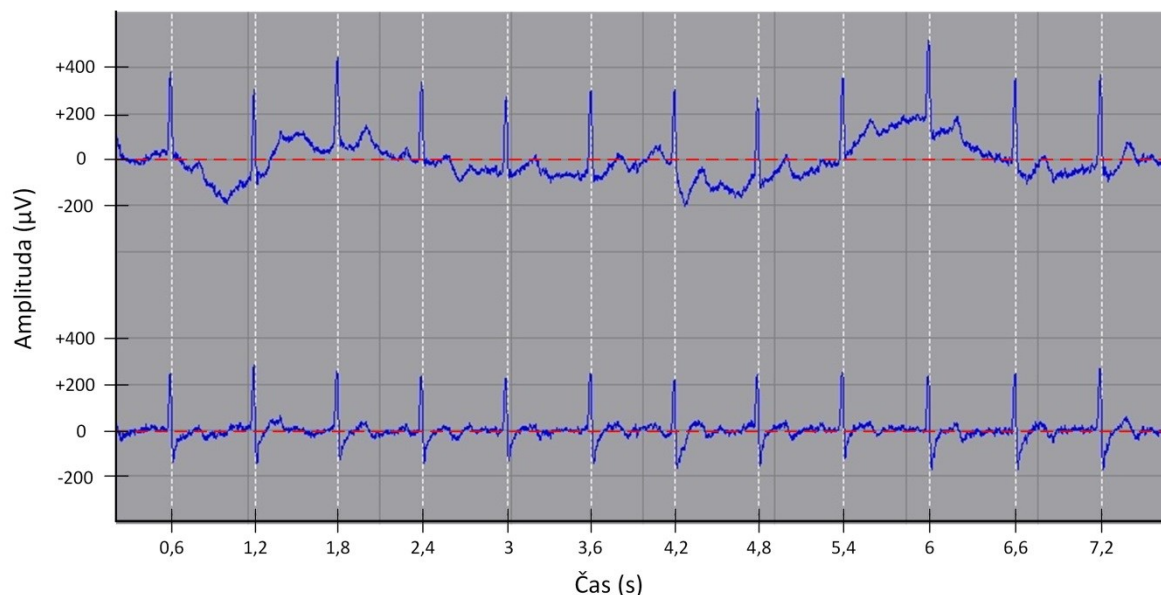
Nízkofrekvenční rušení pak byla autory modelována s využitím 0,5 Hz sinusových průběhů s fázovým posunem z intervalu  $\langle -\pi, +\pi \rangle$ . Zdrojem síťového rušení byl zase sinusový průběh s kmitočtem 50 Hz. Svalové interference byly modelovány s využitím Gaussova bílého šumu. Kontrakce dělohy reprezentované tímto šumem byly pak filtrovány ve frekvenčním pásmu 0,1 – 3 Hz a dále amplitudově modulovány signálem, reprezentujícím amplitudu a délku trvání jednotlivých kontrakcí, viz [16].

## 7 Analýza reálných dat

S využitím softwaru EDFbrowser byla provedena analýza reálných fEKG záznamů z databáze Physionet, viz [18], spočívající v identifikaci a následné filtraci nejčastěji vyskytujících se rušení, popsanych v předchozí kapitole. Veškeré tyto filtrační úpravy byly provedeny pomocí vestavěných funkcí samotného softwaru EDFbrowser, nabízejících všechny běžně používané druhy filtrů s možností nastavení jejich parametrů.

### 7.1 Kolísání izoelektrické linie

Původci kolísavého průběhu fEKG signálu jsou rušení o nízkých frekvencích, většinou nepřesahujících 1 Hz. K odstranění těchto nízkofrekvenčních interferenčních složek bylo tedy využito hornopropustního filtru s mezní frekvencí rovné 5 Hz. Výsledky filtrace jsou pak reprezentovány obrázkem 18, kde horní průběh představuje původní signál a spodní pak signál filtrovaný. Ideální průběh izoelektrické linie je reprezentován červenou, přerušovanou, čarou.

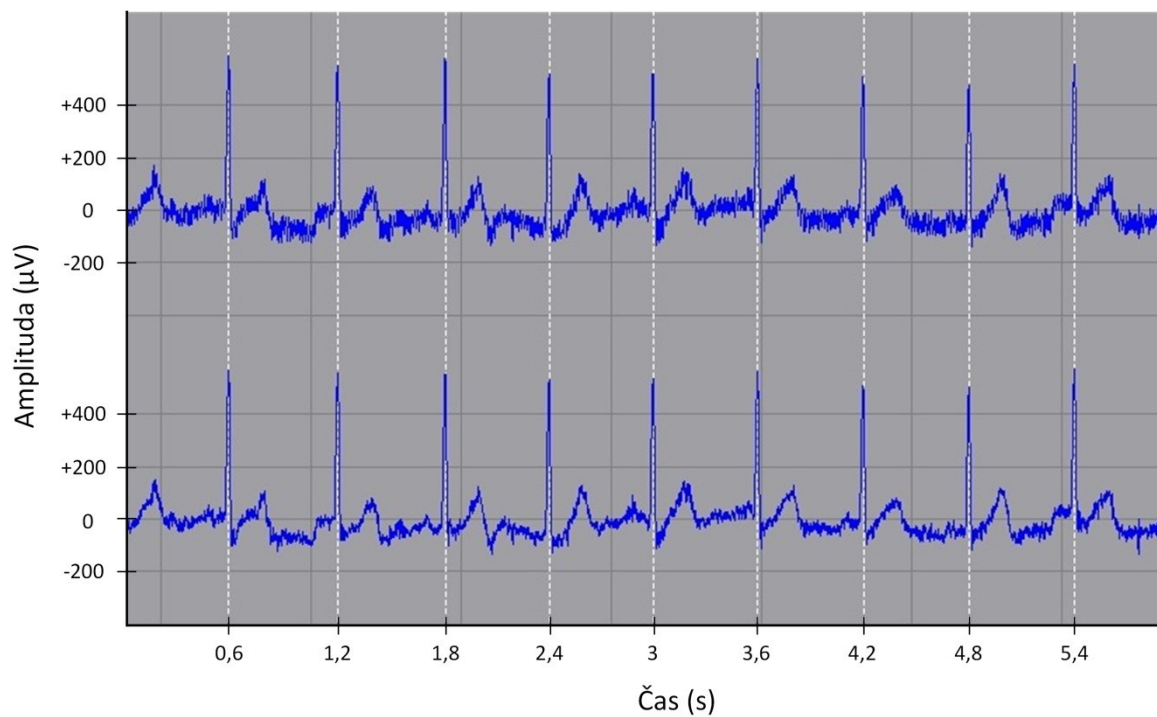


**Obrázek 18: Kolísání izoelektrické linie a jeho následná filtrace.**



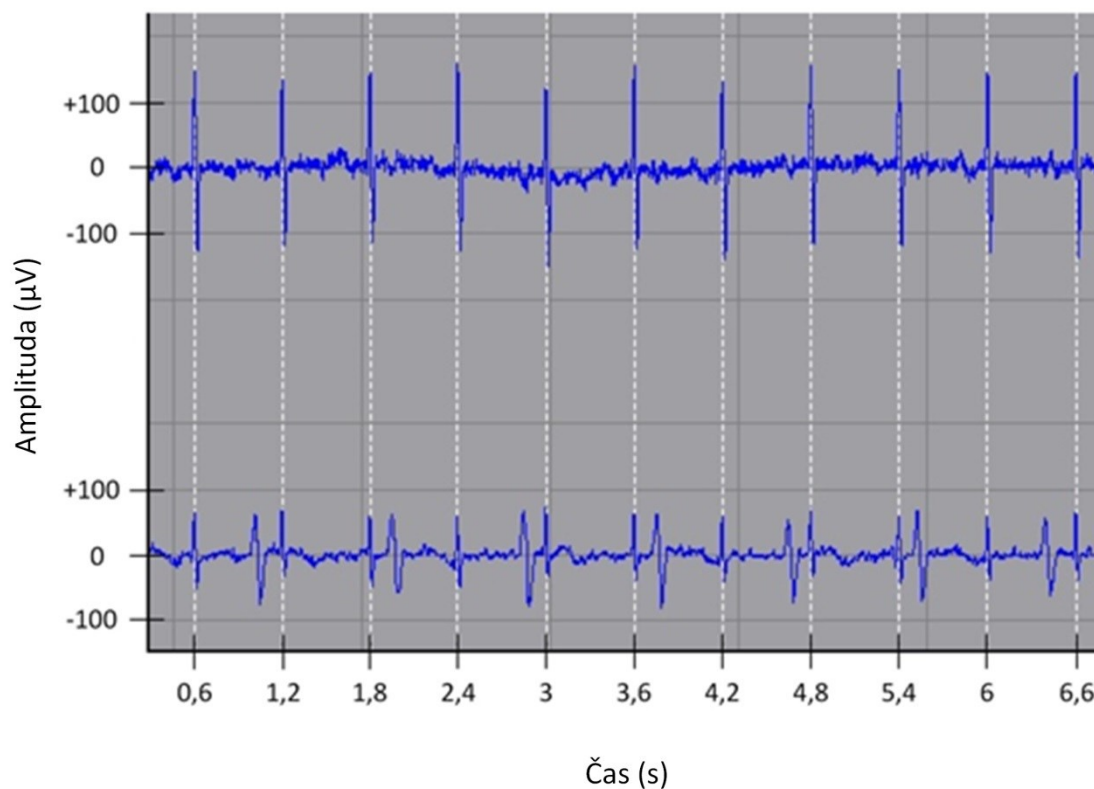
## 7.2 Síťové rušení

Síťové rušení, patrné v horní polovině obrázku 19, bylo eliminováno použitím pásmové zádrže se středovou frekvencí 50 Hz a šířkou pásma 1 Hz. Průběh ve spodní části obrázku je pak odrazem aplikace tohoto filtru.



**Obrázek 19: Projevující se síťové rušení a jeho následná filtrace.**

### 7.3 Srovnání záznamů získaných přímou a nepřímou metodou

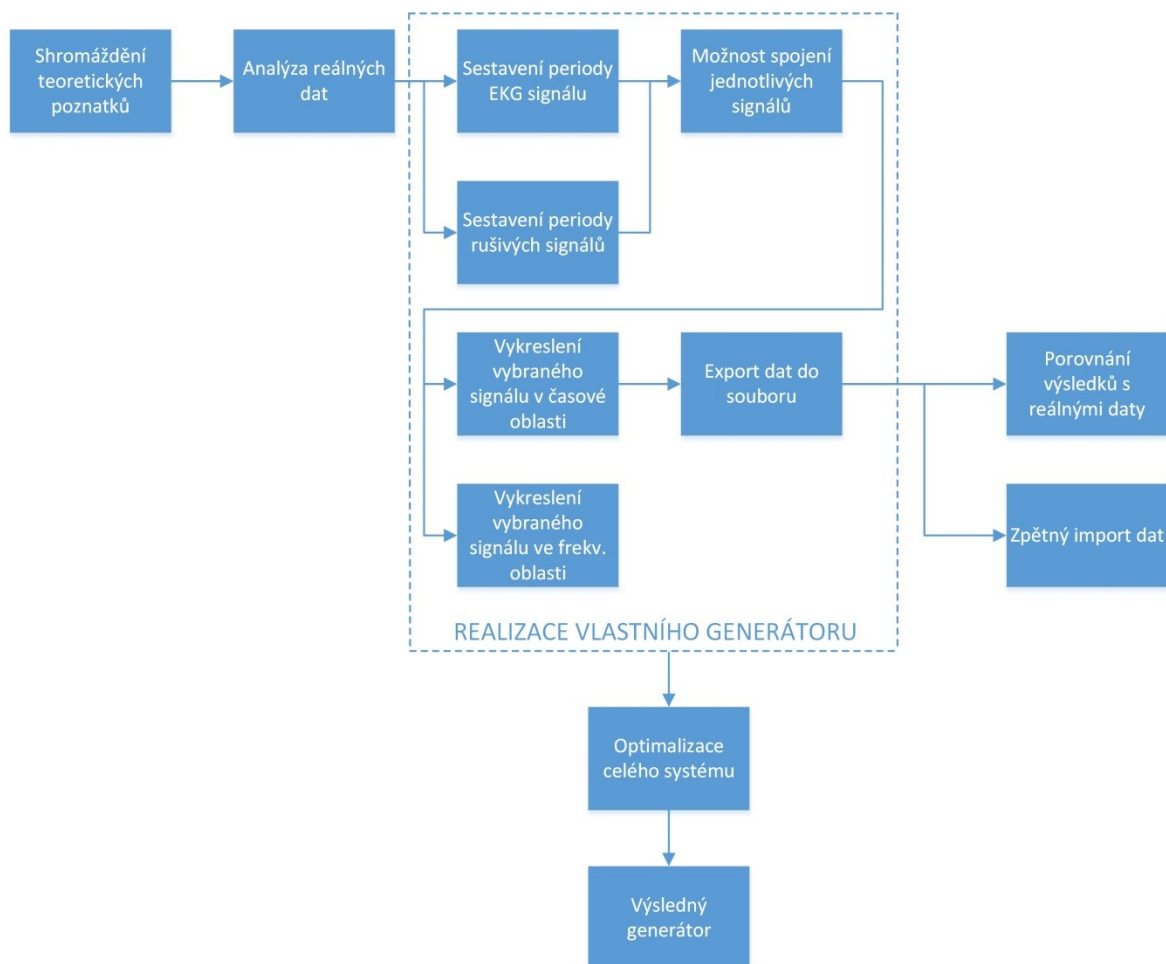


**Obrázek 20: fEKG signál získaný invazivní a neinvazivní metodou.**

Obrázek 20 zobrazuje fEKG signál získaný invazivní a neinvazivní metodou. Data, tvořící horní průběh obrázku, byla získána přímou (invazivní) metodou. Spodní průběh je pak výsledkem nepřímého (abdominálního) snímání.

## 8 Realizace virtuální generátoru fEKG

Celý systém, umožňující generovat průběh plodového elektrokarogramu, spolu se všemi druhy běžně se vyskytujícími rušení, byl vytvořen výhradně s využitím vývojového prostředí LabVIEW.



**Obrázek 21: Vývojový diagram tvorby generátoru fEKG.**

Obrázek 21 reprezentuje vývojový diagram postupu při tvorbě generátoru fetálního elektrokarogramu. Na počátku bylo nutno získat dostatečný teoretický základ, následně byla provedena analýza reálných dat. S využitím nabytých znalostí byly sestaveny periody jednotlivých signálů – fECG, mECG, fECG + mECG, síťového rušení, kolísání izolinie, myopotenciálů a děložních kontrakcí. Poté byla vytvořena možnost volby výsledného signálu superponováním jednotlivých složek a nastavením jejich parametrů. Výsledný signál je možno vykreslit v časové oblasti a následně jej exportovat do souboru. Z průběhu v časové oblasti lze rovněž získat amplitudové spektrum daného signálu. Výsledný signál v časové oblasti lze dále porovnávat s reálnými daty a zpětně importovat do samostatného okna. V závěru práce byl celý systém

zoptimalizován, výsledkem čehož byl vytvořen přehledný, uživatelsky příjemný, generátor fetálního elektrokardiogramu s intuitivním ovládáním.

## 8.1 Vývojové prostředí LabVIEW

LabVIEW je jedním z prostředků, umožňujících vytvořit softwarovou aplikaci virtuálního měřicího přístroje.

Jedná se v podstatě o grafické vývojové prostředí, nabízející tvorbu programu pomocí ikon namísto klasického textového kódu. LabVIEW je prostředím, disponujícím celou řadou knihoven pro aplikaci všech fází procesu měření, tj. sběru, analýzy i prezentace dat. Koncovému uživateli tak nabízí plnohodnotný programovací jazyk se všemi datovými a programovými strukturami v grafické podobě – tzv. G jazyk, viz [19].

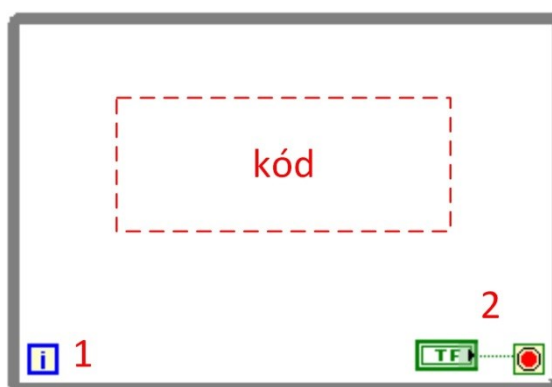
Výsledný produkt tohoto vývojového prostředí je nazýván virtuálním instrumentem (VI), neboť odráží podobu i činnost fyzických přístrojů. Každý virtuální instrument zahrnuje dvě komponenty:

- *Block diagram* – blokový diagram je zdrojovým kódem aplikace.
- *Front panel* – soustava ovládacích a indikačních prvků simulující čelní panel fyzického přístroje.

### 8.1.1 Vybrané struktury a bloky v LabVIEW

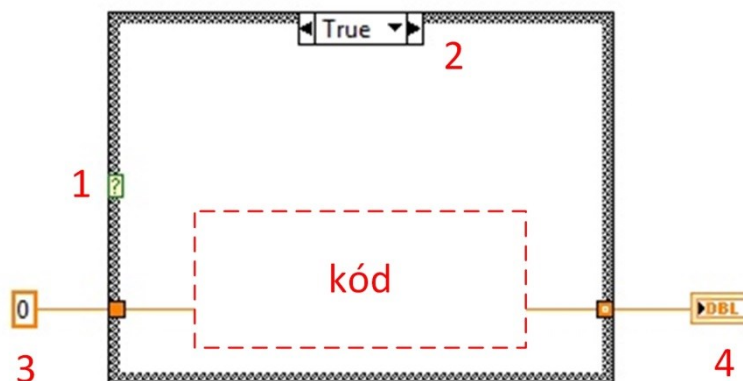
Tato podkapitola se zabývá popisem struktur a bloků vývojového prostředí LabVIEW, kterých bylo hojně využíváno pro realizaci virtuálního generátoru fEKG.

- *While Loop* – jedná se o smyčku, která neustále vykonává kód v ní obsažený. A to až do chvíle, dokud není na její podmínkový terminál přivedena definovaná logická hodnota, viz [19] a obrázek 22 (1 – podmínkový terminál s připojeným ovládacím prvkem a 2 – indikátor iterace).



Obrázek 22: : Smyčka While Loop. Překresleno podle [20].

- Struktura *Case* – smyslem této struktury je větvit program. Tato struktura tedy umožňuje vykonání pouze určité části kódu na základě vstupní hodnoty přivedené na selektor, viz [19] a obrázek 23 (1 – selektor, 2 – výběr a označení určité části kódu, 3 – vstup, 4 – výstup).



Obrázek 23: Struktura *Case*. Překresleno podle [20].

- *Formula Node* – jedná se o textově orientovaný uzel, umožňující provádět matematické operace v blokovém diagramu. Je vhodný převážně pro rovnice s mnoha proměnnými, viz [19].
- *Insert Into Array* – funkce umožňující vkládat elementy do n-rozměrné řady, viz dále.



Obrázek 24: *Insert Into Array*.

- *Sine Wave* – generátor sinusového průběhu určeného řadou vstupních parametrů. Za zmínku zde stojí nastavení frekvence, která je definována v normalizovaných jednotkách jako počet cyklů na vzorek (*cycles / sample*).



Obrázek 25: *Sine Wave* generátor.

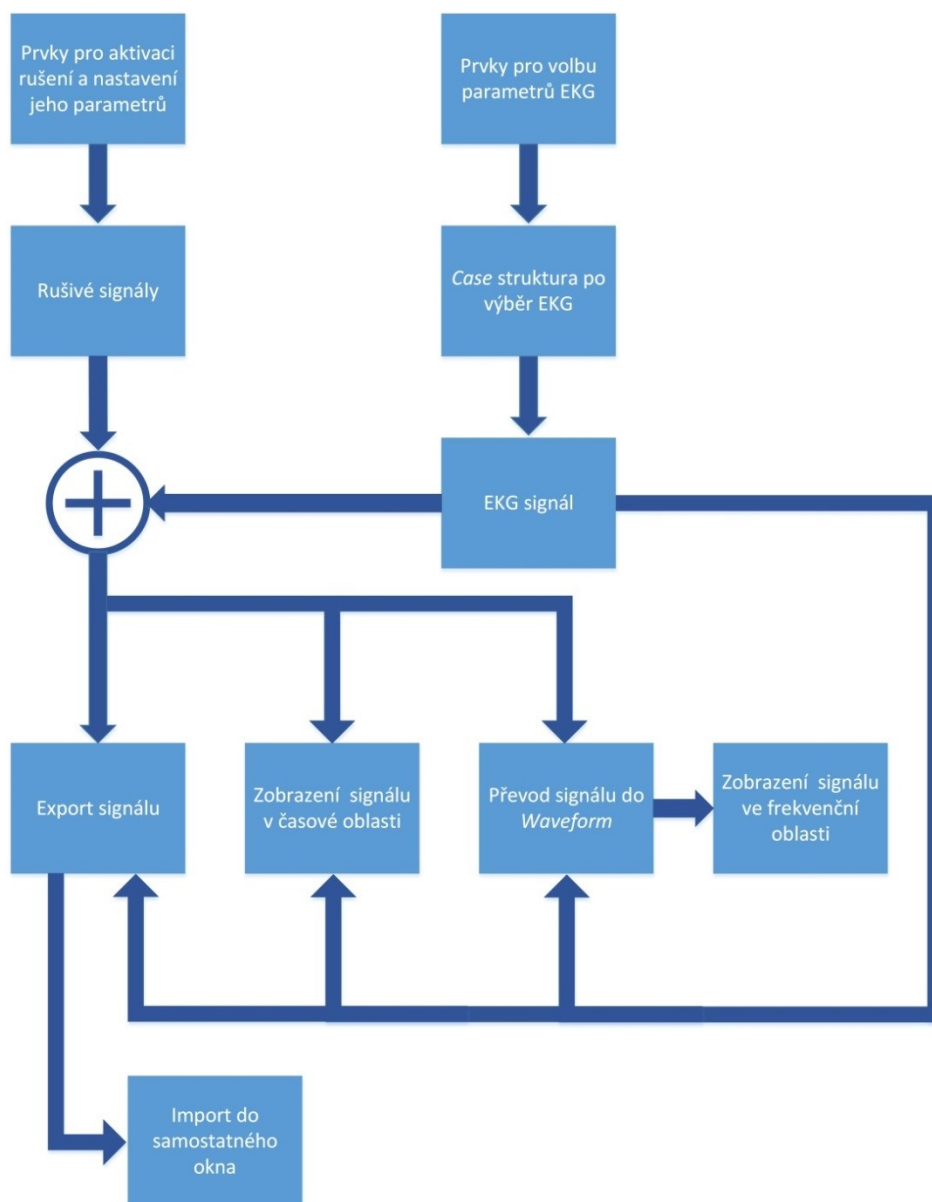
## 8.2 Základní struktura blokového diagramu

Celý blokový diagram souboru *fECG\_generator.vi* sestává z pěti smyček *While Loop*, zajišťujících neustálé opakování cyklu až do splnění ukončovací podmínky, kterou je stisknutí

tlačítka *Stop*. V následujících podkapitolách je pak detailně rozebrán obsah jednotlivých smyček včetně grafických interpretací vlastního zapojení. Z kapacitních důvodů však v tomto textu nemohlo být uvedeno blokové schéma smyčky „Hlavní generátor“. K nahlédnutí je tak pouze v elektronické příloze ve formátu *.pdf* (viz kapitola 13), nebo v samotném vývojovém prostředí LabVIEW.

### 8.2.1 Hlavní generátor

„Hlavní generátor“ je nejobsáhlejší smyčkou celého blokového diagramu a jeho výstupem jsou průběhy plodového a mateřského elektrokardiogramu, spolu s jednotlivými typy rušení, a to jak v časové, tak frekvenční oblasti, viz diagram na obrázku 26.



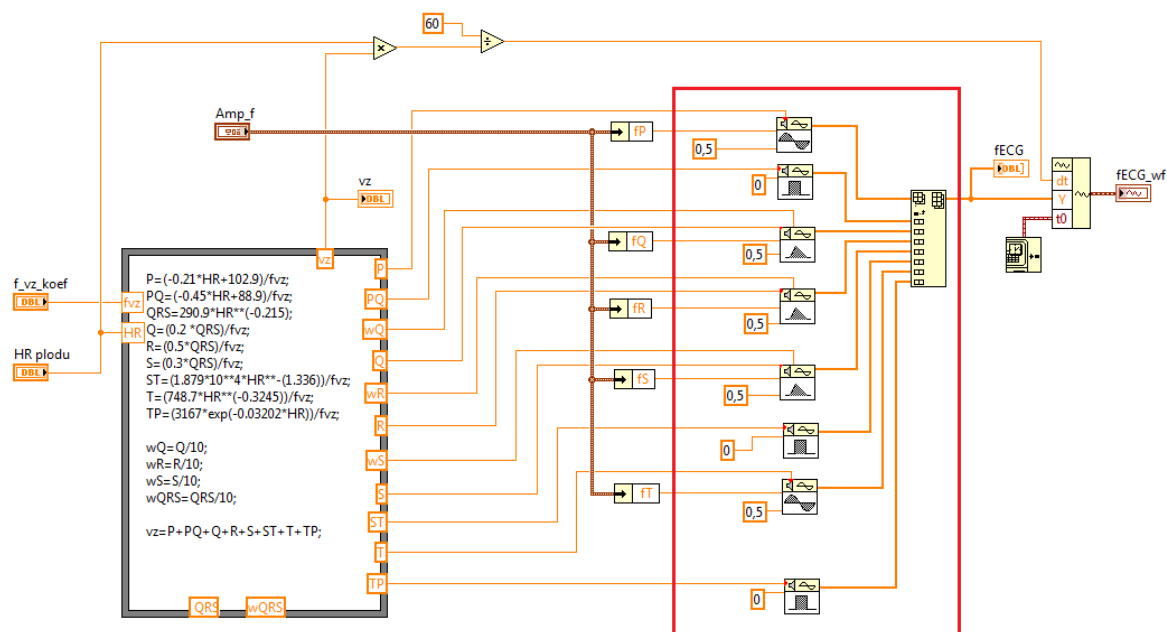
Obrázek 26: Diagram znázorňující strukturu smyčky „Hlavního generátoru“.

Ústřední částí celé této soustavy bloků je struktura *Case*, umožňující zvolit jeden ze tří typů signálů (fetální, mateřský, nebo součet fetálního a mateřského elektrokardiogramu), ke kterému lze prostřednictvím dalších *Case* struktur přičítat jednotlivé typy rušení – síťový brum, kolísání izolácie, myopotenciály, nebo děložní kontrakce (elektrohysterogram).

Zdrojem jak fetálního, tak mateřského, elektrokardiogramu je soustava několika signálových generátorů využívající podobnosti jednotlivých elementů EKG křivky se sinusovými, čtvercovými a trojúhelníkovými průběhy. Výstupy těchto generátorů jsou pak zařazeny za sebe, čímž je sestavena jedna perioda výsledného signálu. Obdobným způsobem jsou pak generovány i jednotlivé typy rušivých signálů. Pro větší přehlednost výsledného diagramu, a také pro možnost případného přenášení signálových generátorů do jiných programů, byly jednotlivé soustavy bloků generující jak fetální, tak mateřský, elektrokardiogram, ale i jednotlivé typy rušení integrovány do samostatných subVI<sup>13</sup>.



Obrázek 27: SubVI pro generování fetálního (vlevo) a mateřského (vpravo) EKG.



Obrázek 28: Vnitřní struktura subVI pro generování fEKG.

<sup>13</sup> subVI – soustava bloků tvořících jednotný funkční celek.

Obrázek 28 reprezentuje vnitřní strukturu systému, generujícího fetální elektrokardiogram. Do levé části schématu jsou soustředěny veškeré vstupní parametry, z nichž většina je umístěna ve struktuře *Formula Node*. Vztahy pro tyto parametry jsou převzaty a upraveny dle [11] a jsou definovány jako:

$$\begin{aligned}
 P &= (-0,21 \cdot HR + 102,9)/fvz \\
 PQ &= (-0,45 \cdot HR + 88,9)/fvz \\
 QRS &= 290,9 \cdot HR^{-0,215} \\
 ST &= (1,879 \cdot 10^4 \cdot HR^{-1,336})/fvz \\
 T &= (748,7 \cdot HR^{-0,3245})/fvz \\
 TP &= (3167 \cdot \exp^{-0,03202 \cdot HR})/fvz,
 \end{aligned} \tag{6}$$

kde:

- $P, PQ, QRS, ST, T$  a  $TP$  jsou délky jednotlivých částí elektrokardiogramu v  $ms$ ,
- $HR$  je tepová frekvence plodu,
- $fvz$  je koeficient stanovující vzorkovací frekvenci signálu, nabývající hodnot 4, 2, a 1 (pro hodnoty vzorkovací frekvence 250, 500 a 1000  $Hz$  ve stejném pořadí).

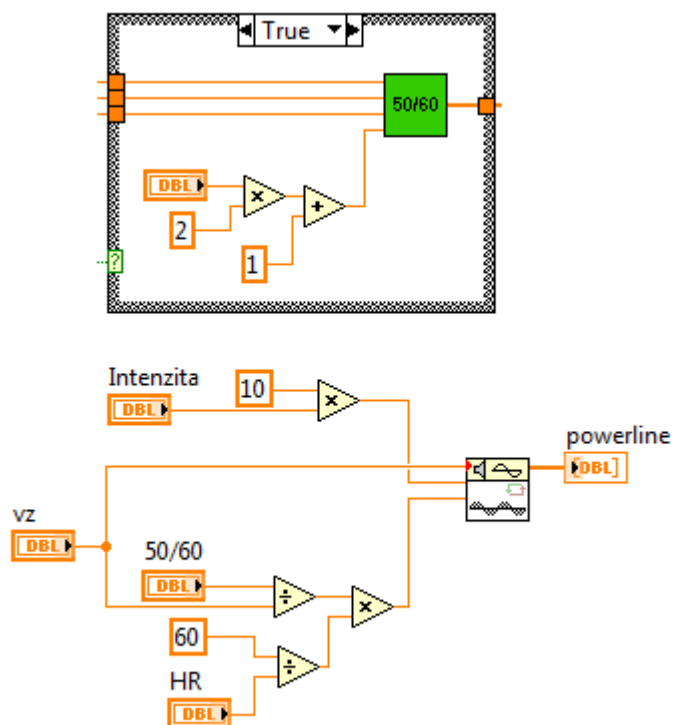
Červený obdélník v obrázku 28 pak zvýrazňuje jednotlivé generátory sinusových, čtvercových a trojúhelníkových průběhů, které jsou následně s využitím funkce *Insert Into Array* zařazeny za sebe, což dává vznik jedné periodě elektrokardiogramu. Výstup je poté možno interpretovat buďto jako *Array*<sup>14</sup>, čehož je využito pro většinu dalších oddílů programu, nebo jako *Waveform*<sup>15</sup>.

Subsystem pro generování mateřského elektrokardiogramu není v dalším textu rozebrán, neboť je svou vnitřní strukturou naprosto shodný se systémem na obrázku 28 a liší se pouze rozdílnými mezemi pro nastavení vstupních parametrů.

<sup>14</sup> Array – pole prvků stejného typu.

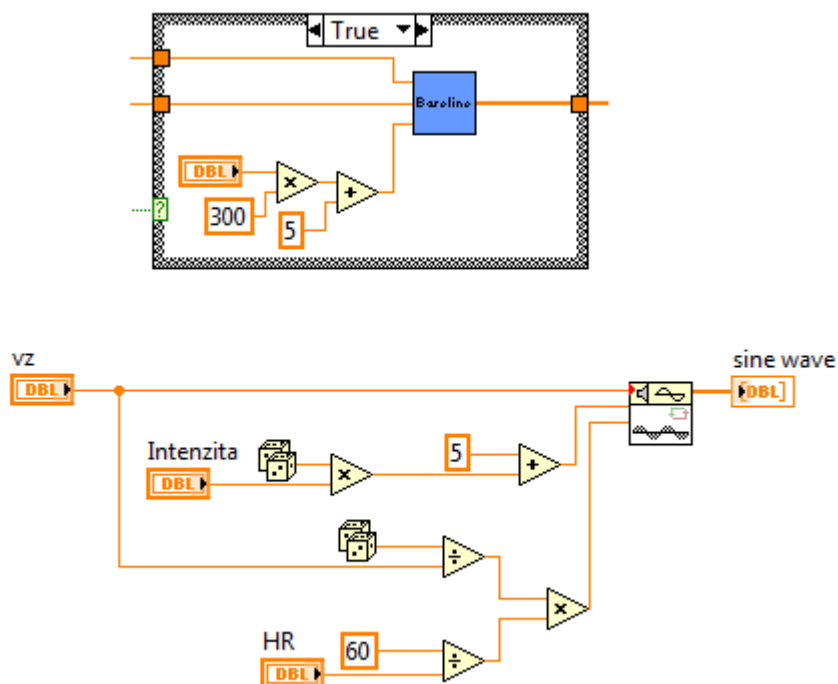
<sup>15</sup> Waveform – klastř prvků nesoucích hodnoty  $t0$  (čas určující počátek signálu),  $dt$  (interval mezi jednotlivými vzorky signálu) a  $Y$  (signál ve formě Array – obsahuje hodnoty jednotlivých vzorků).





**Obrázek 29: Zapojení a vnitřní struktura subVI generujícího síťové rušení.**

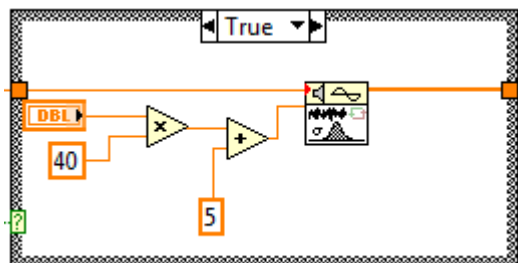
Na obrázku 29 lze pozorovat soustavu bloků generující síťové rušení v podobě sinusového průběhu o frekvenci 50 nebo 60  $Hz$  a amplitudě v rozmezí od 10 do 30  $\mu V$ . Hlavním prvkem je zde signálový generátor *Sine Wave*, na jehož vstupy je přiveden počet vzorků, který je totožný s počtem vzorků jedné periody EKG signálu, a dále bloky definující amplitudu a frekvenci.



Obrázek 30: Zapojení a vnitřní struktura subVI pro kolísání izoliny.

Pro simulaci kolísání izoelektrické linie bylo využito opět sinusového průběhu. V tomto případě o nízkých, náhodně měnících se, frekvencích v rozmezí 0 až 1 Hz s proměnnou amplitudou.

Obrázek 30 je interpretací vnitřního uspořádání systému, generujícího sinusový průběh o nízkých frekvencích, jehož přičtení k elektrokardiogramu je příčinou kolísání izoelektrické linie. Obdobně jako u systému pro generování síťového rušení, i zde se jedná o velice jednoduché schéma, jehož součástí je generátor *Sine Wave* spolu se soustavou bloků, definujících hodnoty jeho vstupů. Mezi těmito bloky si lze všimnout funkce *Random Number*<sup>16</sup> zajišťující proměnnou amplitudu i frekvenci sinusového průběhu.

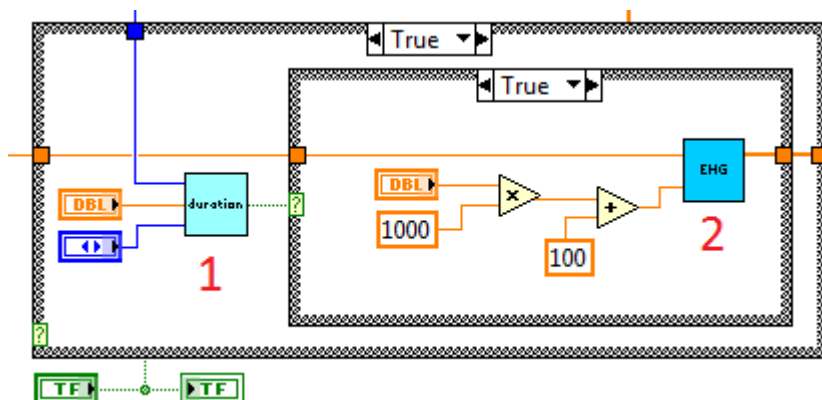


Obrázek 31: Generátor myopotenciálů.

<sup>16</sup> Random Number – blok, jehož jediným výstupem je náhodné číslo z intervalu 0 až 1.

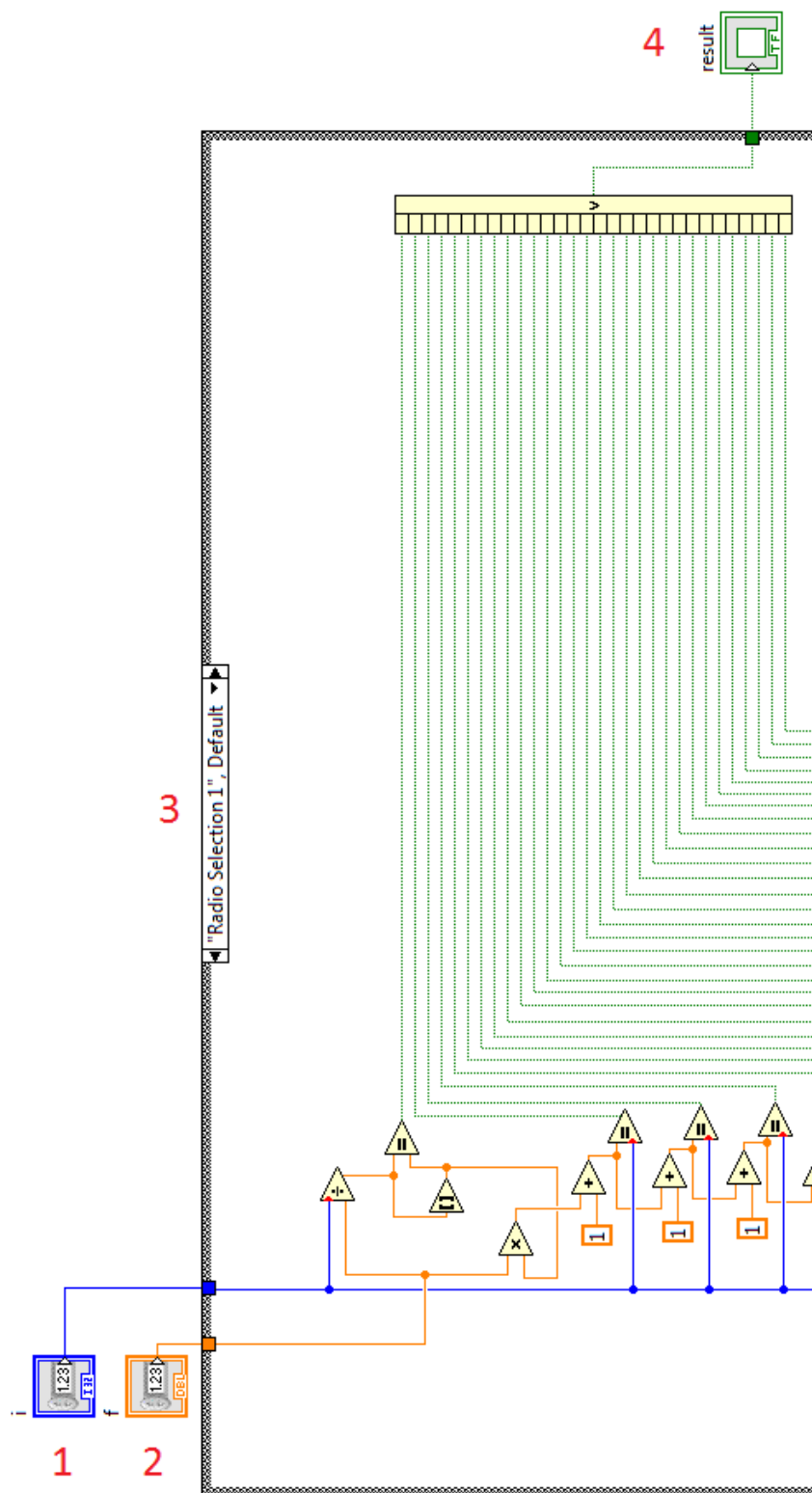
Zdrojem myopotenciálů je pak jednoduchý generátor Gaussovského bílého šumu, jehož jediným vstupem je počet vzorků, rovnající se počtu vzorků jedné periody EKG signálu, a směrodatná odchylka nastavitelná v rozsahu od 5 do 45, viz Obrázek 31.

Pro modelování kontrakcí děložního svalstva posloužil zdroj bílého šumu, následovaný doplnopropustným filtrem potlačujícím frekvence vyšší než 0,1 Hz. Takto filtrovaný bílý šum byl poté amplitudově modulován sinusovým signálem. Tento způsob generování je podobný tomu, jaký ve své práci představuje Matonia [17].



Obrázek 32: Zapojení subVI simulujících kontrakce dělohy.

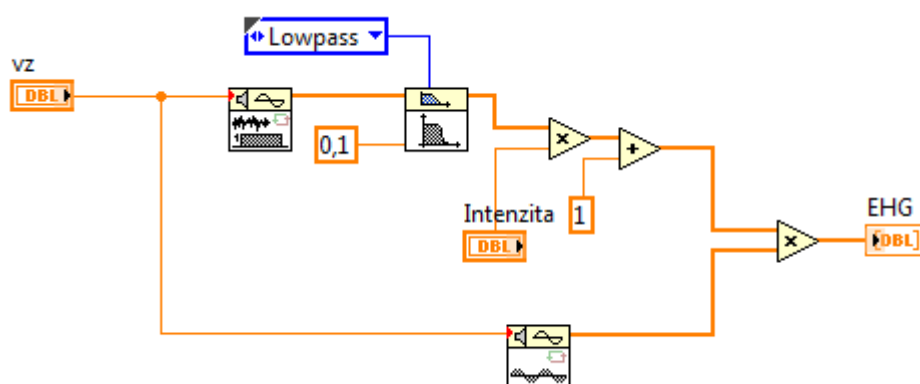
Na obrázku 32 lze pozorovat zapojení dvou subVI, jejichž činnost umožňuje simulovat kontrakce děložního svalstva. Úkolem subVI v levé části obrázku je definovat délku jednotlivých kontrakcí. SubVI v pravé části obrázku 32 pak zahrnuje bloky generující samotný signál.



Obrázek 33: Vnitřní struktura subVI definujícího délku jednotlivých děložních kontrakcí.

Obrázek 33 je demonstrací vnitřní struktury subVI určujícího délku jednotlivých kontrakcí, kde:

- 1 – indikátor iterace smyčky „Hlavního generátoru“.
- 2 – frekvence vyjádřená jako počet srdečních cyklů / 1 děložní kontrakce. Tato frekvence tedy definuje interval mezi jednotlivými kontrakcemi.
- 3 – volba délky jednotlivých kontrakcí. K dispozici jsou dvě možnosti – 30 nebo 60 srdečních cyklů.
- 4 – výstup subVI, tj. výsledná délka jednotlivých kontrakcí.



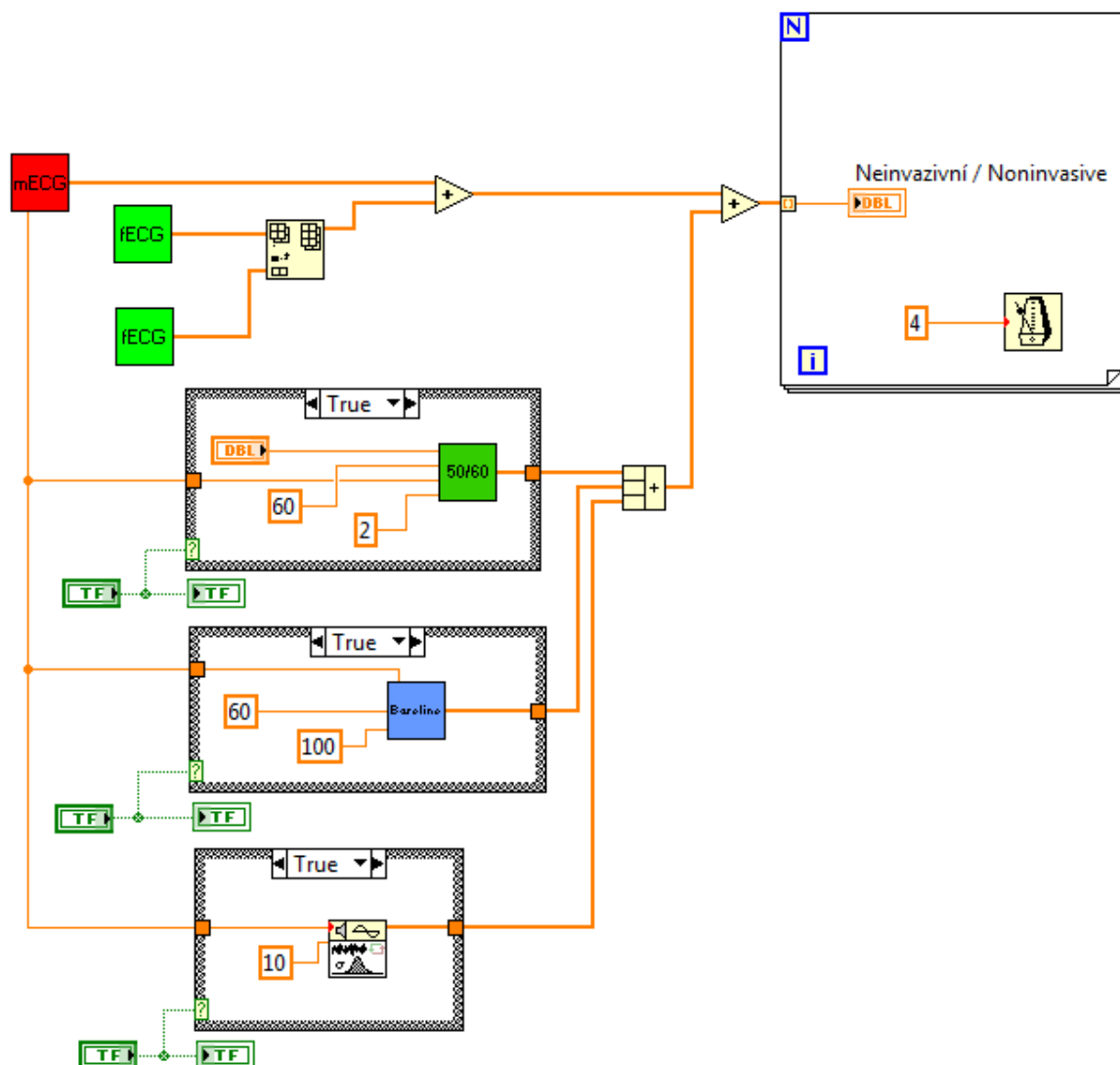
**Obrázek 34: Vnitřní struktura subVI generujícího děložní kontrakce**

Soustava bloků na obrázku 34 představuje způsob generování signálu, reprezentujícího kontrakce děložního svalstva. Hlavním prvkem je zde generátor bílého šumu, za kterým následuje filtr typu dolní propust a takto upravený signál je následně amplitudově modulován sinusovým průběhem.

Výstupy všech výše popsaných, signálových, generátorů pak mohou být interpretovány jak v časové, tak frekvenční oblasti. Samozřejmostí je také export a zpětný import dat časových průběhů, viz. kapitola 8.3.

## 8.2.2 Neinvazivní snímání

Výstupem smyčky označené jako „Neinvazivní snímání“ je signál odpovídající výsledkům reálného abdominálního snímání. Výstupem je tedy superponování fetálního a mateřského elektrokardiogramu s možností simulace některých rušení. Tato smyčka je pouze jakýmsi doplňkem celého generátoru a neumožňuje svobodné nastavení parametrů jako je tomu u „Hlavního generátoru“, více v kapitole 8.3.4.



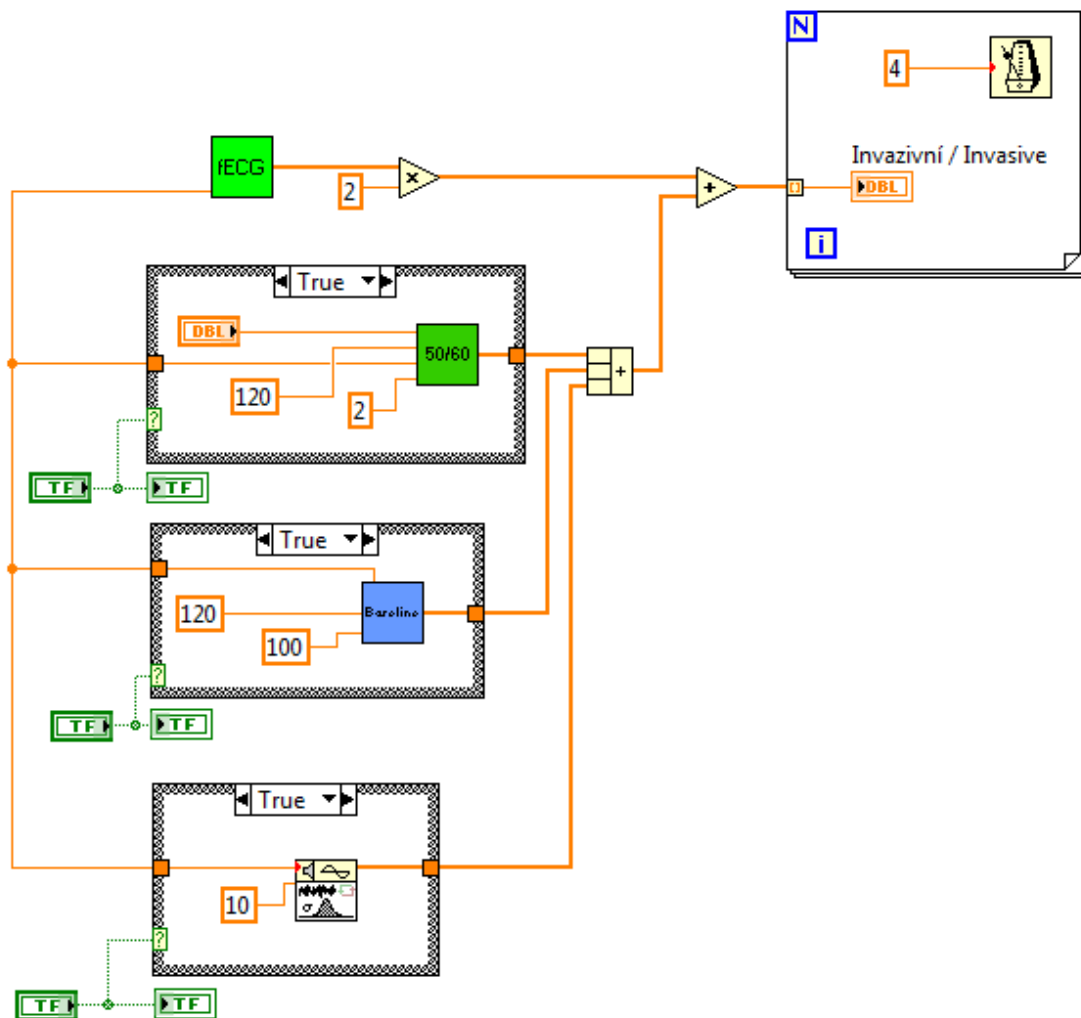
**Obrázek 35: Blokový diagram smyčky pro generování transabdominálního signálu.**

Na obrázku 35 je možno pozorovat součet fetálního a mateřského elektrokardiogramu, k jehož výsledku jsou dále, v případě pravdivostní hodnoty *True*, přičítány průběhy jednotlivých rušení umístěných ve strukturách *Case*.

### 8.2.3 Invazivní snímání

Smyčka, svou strukturou, velice se podobající smyčce pro neinvazivní snímání. Výstupem je signál bez přítomnosti parazitního mateřského elektrokardiogramu. Jedná se tedy o průběh čistě fetálního elektrokardiogramu, který lze v praxi získat při snímání s využitím skalpové elektrody. Výsledný průběh je oproti fetální složce výstupu neinvazivního snímání amplitudově zesílen, což s sebou přináší menší ovlivnění parazitními rušivými komponentami. Rovněž tato smyčka je pouze

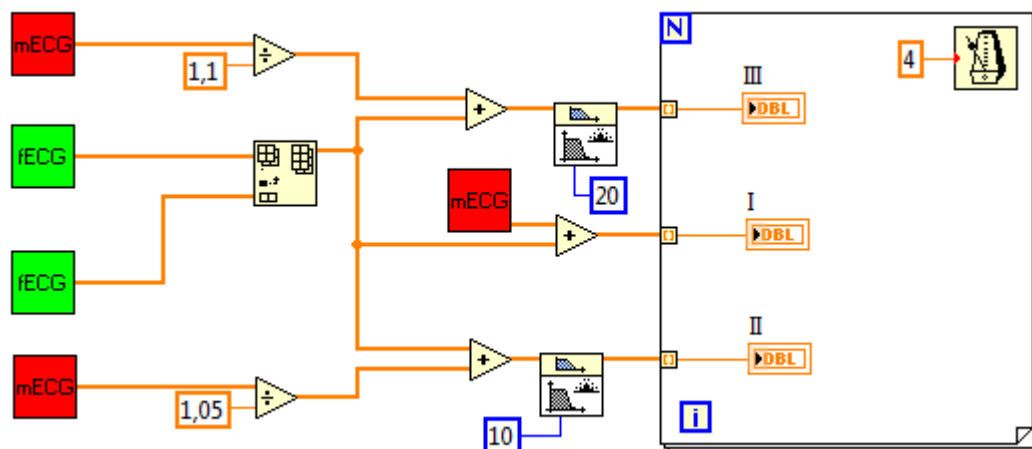
jakýmsi rozšířením generátoru a nenabízí takovou flexibilitu, na straně nastavení parametrů, jako je tomu v případě smyčky „Hlavního generátoru“.



Obrázek 36: Blokový diagram smyčky pro simulaci signálu získaného invazivní metodou.

#### 8.2.4 Uspořádání svodů

Smyčka zahrnuje opět generátory fetálního a mateřského elektrokardiogramu použité v předchozích smyčkách. Výstupem smyčky jsou tři průběhy vzniklé sumací fetální a mateřské složky v jednotlivých svodech, získaných rozmístěním elektrod na povrchu mateřského břicha. Toto rozmístění vychází z konfigurace u, v klinické praxi používaného, přístroje *Monica AN 24* a zahrnuje 4 snímací a jednu referenční elektrodu, viz [21].



Obrázek 37: Hlavní část smyčky pro generování signálů z jednotlivých svodů.

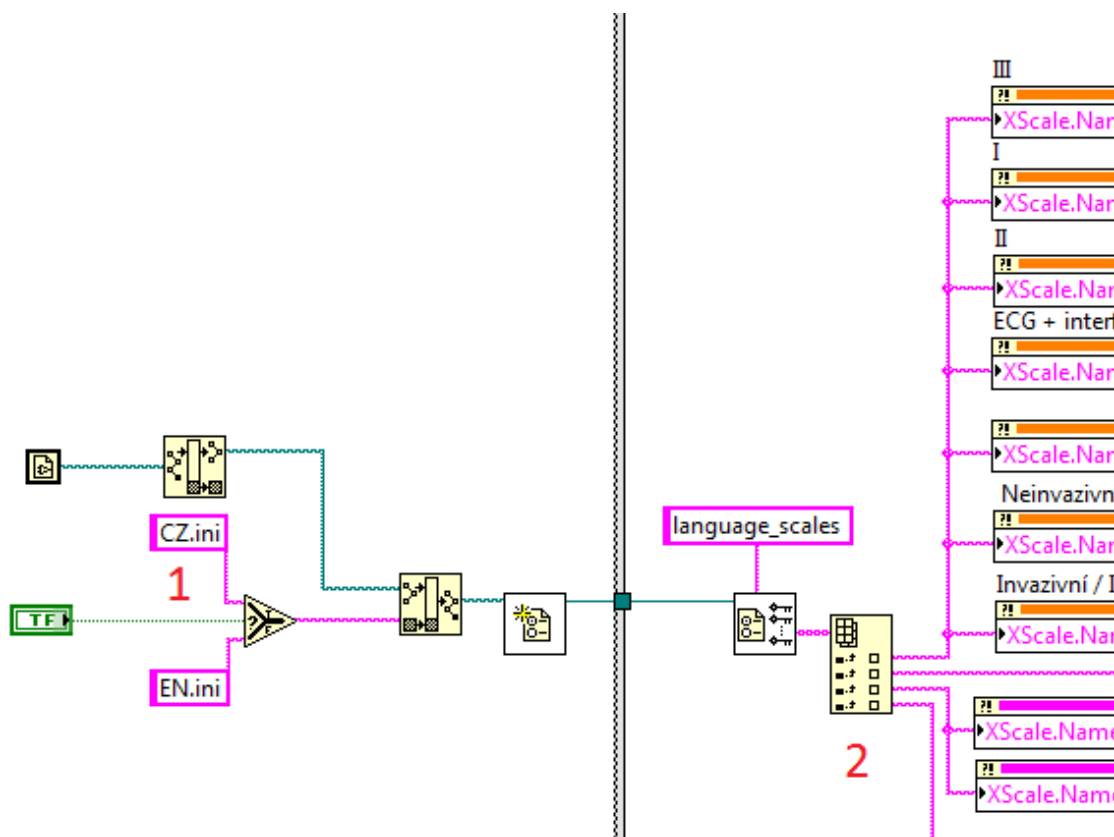
## 8.2.5 Překlad

Překlad je smyčkou obsahující sekvenci dvou kroků, ve kterých dochází k načtení a přiřazení textových řetězců k názvům jednotlivých ovládacích prvků a grafických oken. Tyto textové řetězce jsou uloženy v samostatných souborech *CZ.ini* a *EN.ini*. V závislosti na zvolené hodnotě tlačítka je pak vždy jeden z těchto souborů vstupem pro zmíněnou sekvenci. V prvním kroku dojde k přiřazení textových řetězců k názvům os veškerých grafů. Ve druhém kroku jsou řetězce přiřazeny k názvům veškerých ovládacích prvků. Použití sekvence s sebou přináší určitou prodlevu mezi zobrazením názvů os a ovládacích prvků, na druhou stranu však činí blokový diagram přehlednějším, což jistě ocení nejen zájemce o orientaci v něm.

Na obrázku 38 je pozorovatelný výřez smyčky „Překlad“ znázorňující její strukturu. Pro přehlednost bylo využito číslicového popisu:

- 1 – soubory obsahující jednotlivé textové řetězce.
- 2 – extrakce konkrétního textového řetězce z určitého místa v souboru a jeho přiřazení k určitému prvku.



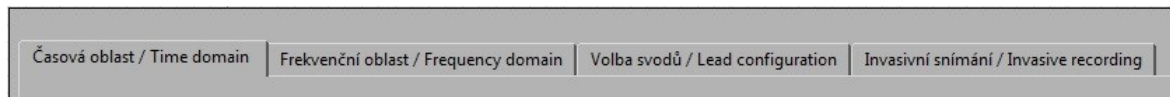


Obrázek 38: Výřez znázorňující strukturu smyčky "Překlad".

### 8.3 Front panel

Front panel je pro virtuální přístroj tím samým, co čelní panel pro jakýkoli reálný fyzický přístroj. Je tedy spojením mezi uživatelem a vnitřní strukturou generátoru, umožňujícím jednoduché nastavení parametrů simulace pomocí ovládacích prvků a následnou interpretaci jejich výsledků do přehledných grafických oken.

Podobně jako blokový diagram, popsáný v předchozí kapitole, je i čelní panel rozdělen do několika částí, viz obrázek 39.



Obrázek 39: Jednotlivé záložky front panelu.

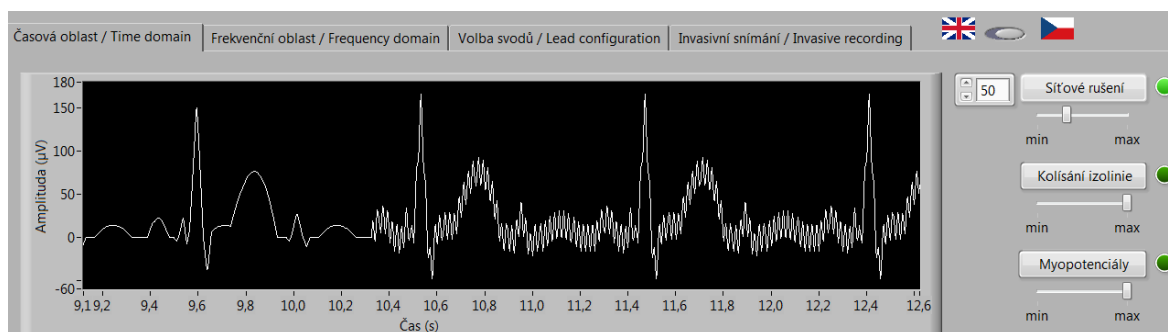
Názvy veškerých ovládacích, ale i zobrazovacích, prvků front panelu je možno zobrazit jak v českém, tak anglickém jazyce, a to jednoduchým nastavením prostřednictvím posuvného tlačítka v horní části front panelu, viz obrázek 40.



Obrázek 40: Volba jazyka pro názvy prvků.

### 8.3.1 Časová oblast

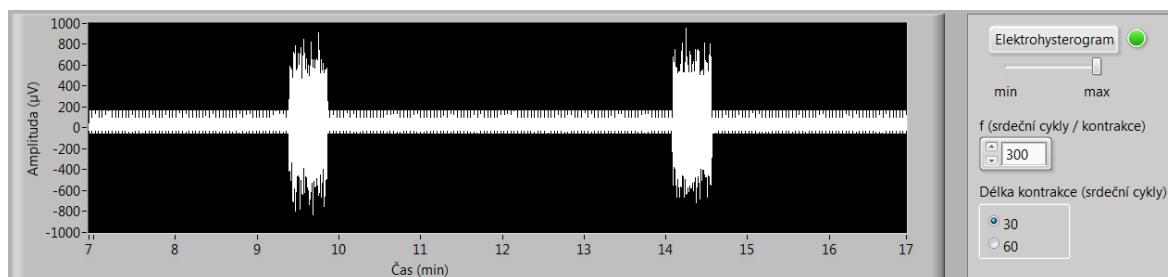
Tato záložka je tou nejobsáhlejší z celého front panelu a jejím hlavním úkolem je interpretace výsledků činnosti „Hlavního generátoru“ v časové oblasti. Dominantní částí jsou tři, pod sebou uspořádaná, grafická okna. Horní okno slouží pro zobrazení vybraného typu signálu – fetálního, mateřského, nebo součtu obou – spolu s vybranými typy rušení, která mohou být aktivována a přizpůsobena prostřednictvím vpravo umístěných ovládacích prvků. K aktivaci jednotlivých rušení dochází stisknutím tlačítka. Takto aktivní rušení je poté signalizováno diodou, umístěnou vedle příslušného ovládacího prvku. K dispozici je rovněž zcela nezávislé nastavení intenzity u každého rušení, a to za pomoci posuvníků. U síťového rušení je navíc možno zvolit kmitočet o hodnotě 50, nebo 60 Hz, viz obrázek 41.



Obrázek 41: Horní část záložky "Časová oblast" front panelu.

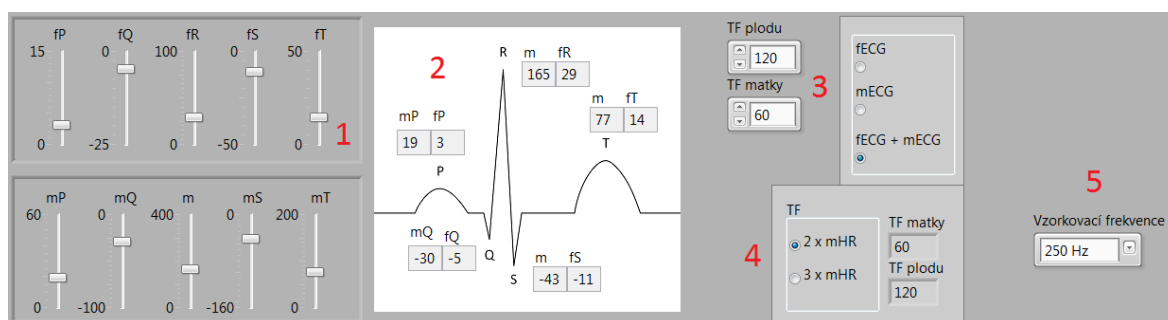
Do prostředního okna je vykreslován průběh vybraného typu elektrokardiogramu bez jakýchkoli rušivých složek. Toto okno tedy slouží k porovnání nezarušeného průběhu s průběhem v okně předcházejícím.

Spodní okno pak zobrazuje opět vybraný typ elektrokardiogramu spolu s elektrohysterogramem, který lze aktivovat, a jeho parametry nastavit, prostřednictvím od něj napravo umístěných ovládacích prvků. Vzhledem k délce jednotlivých kontrakcí a intervalů mezi nimi, je rozsah tohoto okna upraven tak, že v jednom okamžiku je zobrazováno celých 10 minut záznamu, což s sebou samozřejmě přináší špatnou čitelnost elektrokardiogramu, který již není tak rozpoznatelný, jako v předcházejících dvou oknech, viz obrázek 42. Na signál, běžící v tomto okně, lze superponovat také ostatní typy rušení, a to stejnými prvky jako v okně na obrázku 41.



**Obrázek 42: Spodní okno záložky "Časová oblast".**

Pod trojicí hlavních grafických oken je umístěna zóna pro volbu zobrazovaného elektrokardiogramu a nastavení jeho parametrů – tepové frekvence a amplitud jednotlivých vln a kmitů – zvlášť jak pro matku, tak pro plod. V této zóně je také uživateli umožněn výběr jedné ze tří hodnot vzorkovací frekvence, viz obrázek 43.



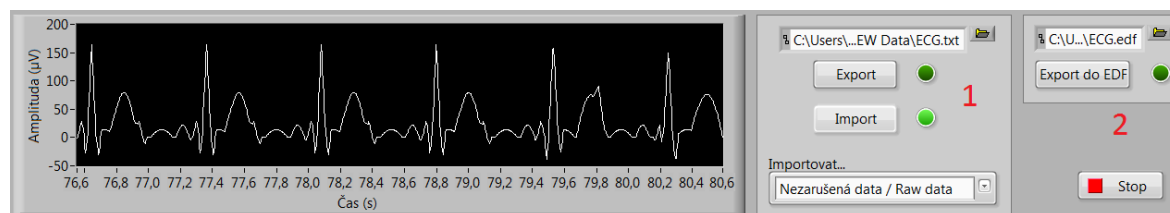
**Obrázek 43: Panel pro výběr signálu a nastavení jeho parametrů.**

Na obrázku 43 lze pozorovat rozmístění ovládacích prvků pro výběr zobrazovaného elektrokardiogramu a nastavení jeho parametrů.

- 1 – posuvné prvky sloužící pro nastavení amplitud jednotlivých vln a kmitů elektrokardiogramu (nahore – fEKG, dole – mEKG).
- 2 – indikátory nastavených amplitudových hodnot.
- 3 – vlevo nastavení tepové frekvence pro plod i matku, vpravo pak výběr elektrokardiogramu, jehož průběh má být vykreslen.
- 4 – volba tepové frekvence plodu. Toto nastavení má svůj význam pouze při výběru zobrazení součtu fetálního a mateřského elektrokardiogramu. Prostřednictvím ovládacích prvků typu *Radio Button* je možno definovat tepovou frekvenci plodu jako dvojnásobek, nebo trojnásobek, tepové frekvence matky nastavené pomocí ovládacího prvku v sekci 3.
- 5 – nastavení vzorkovací frekvence. K dispozici jsou tři hodnoty – 250, 500 a 1000 Hz.

Ve spodní části záložky lze pak nalézt zónu sloužící pro export a import signálu. Samozřejmě jsou prvky umožňující zvolit cestu k souborům, do kterých bude signál ukládán. A

to jak k souborům *.txt* či *.xlsx*, tak i k souboru *.edf*. Data ze souborů *.txt* a *.xlsx* lze poté zpětně importovat a vybraný kanál zobrazit v samostatném grafickém okně, viz obrázek 44.



**Obrázek 44: Zóna pro export a import dat.**

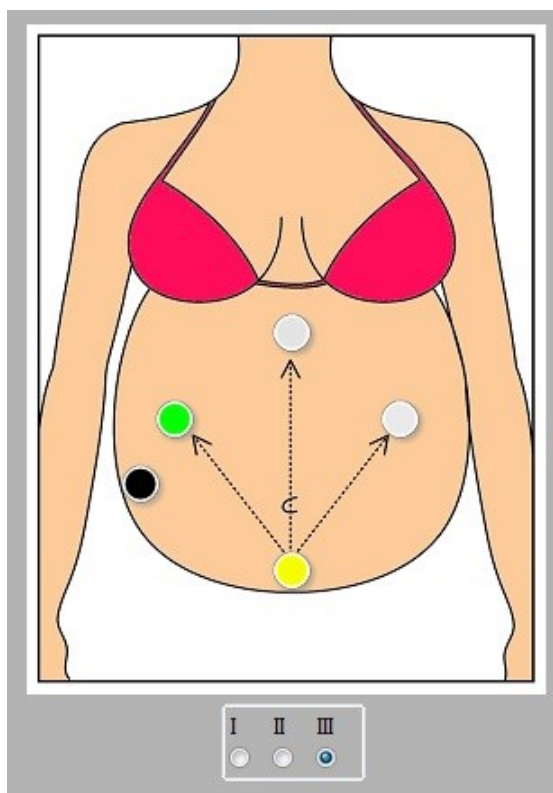
- 1 – ovládací prvky pro obsluhu exportu a následného importu do souboru s příponou *.txt* či *.xlsx*. V horní části si uživatel zvolí cestu k souboru, do kterého se bude zapisovat jak samotný elektrokardiogram, tak elektrokardiogram s projevy případných aktivních rušivých zdrojů. Stiskem tlačítka *Export* je zahájen zápis dat do zvoleného souboru, který trvá až do chvíle, kdy je opětovným stiskem tlačítka zastaven. Stisknutím tlačítka *Import* poté dojde k načtení dat jednoho ze dvou kanálů, v závislosti na výběru ve spodní části sekce 1, do grafického okna vlevo.
- 2 – export dat do souboru s příponou *.edf*. V tomto případě je prováděn zápis pouze jednoho kanálu, včetně případných aktivních rušení.

### 8.3.2 Frekvenční oblast

Jediným obsahem této záložky je dvojice grafických oken, interpretujících amplitudová spektra signálů zobrazovaných v oknech záložky „Časová oblast“. Pořadí vykreslovaných signálů koresponduje rovněž s pořadím této záložky – tzn. v horním okně je amplitudové spektrum elektrokardiogramu včetně všech aktivních rušení, spodní okno je pak vyhrazeno pro interpretaci amplitudového spektra elektrokardiogramu bez parazitních komponent. Tato záložka neobsahuje žádné aktivní ovládací prvky.

### 8.3.3 Volba svodů

Do pravé části záložky „Volba svodů“ je zasazen náčrtek abdominální oblasti matky spolu s aktivními diodovými prvky, reprezentujícími rozmístění elektrod, používané při transabdominálním snímání s využitím přístroje *Monica AN24*. Výběr pomocí prvků, umístěných pod tímto obrázkem, signalizuje snímání v jednotlivých svodech vytvořených z těchto elektrod, viz Obrázek 45. Trojice grafických oken v levé části pak reprezentuje signály získané superponováním fetálního a mateřského elektrokardiogramu s pevně nastavenými parametry. Smyslem těchto průběhů je poukázat na mírné zeslabení a zpoždění mateřské složky, které je charakteristické pro snímání v jednotlivých svodech na povrchu břicha, viz kapitola 9.1.



**Obrázek 45: Interaktivní obrázek znázorňující rozmístění elektrod na povrchu břicha.**

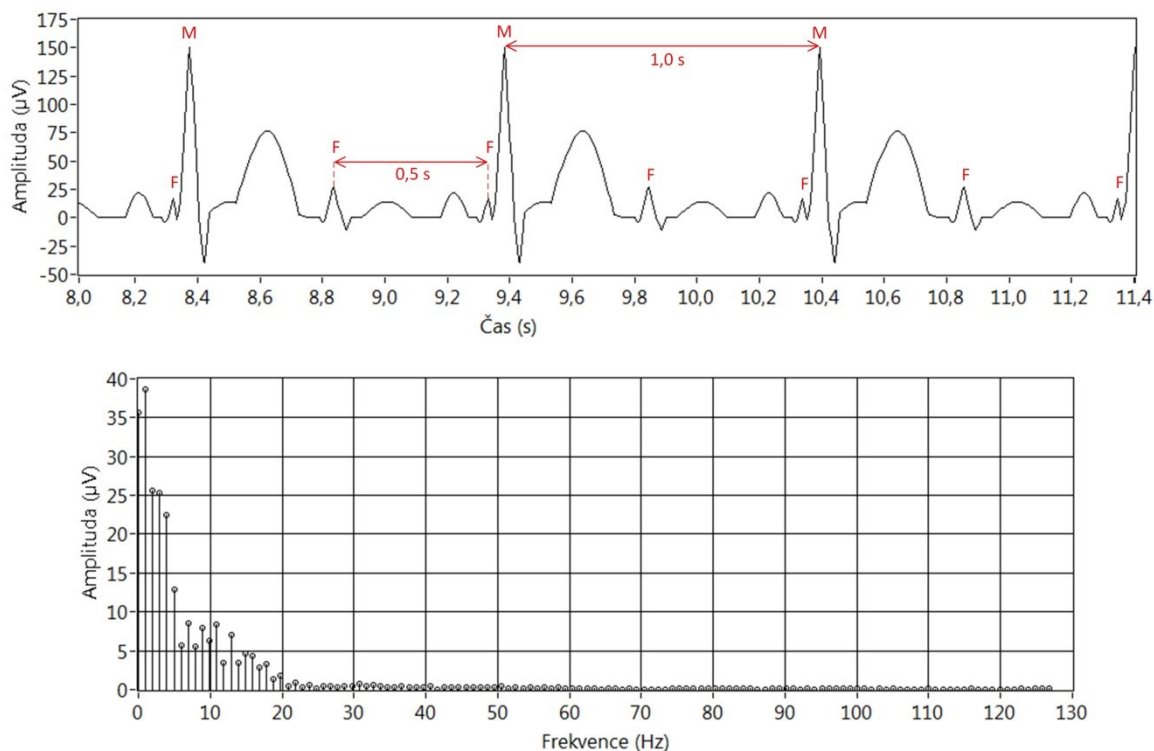
#### 8.3.4 Invazivní vs Neinvazivní

Obsahem poslední záložky front panelu je dvojice grafických oken spolu s vlastními prvky pro nezávislou aktivaci jednotlivých typů rušení. V horním okně je zobrazován průběh fetálního elektrokardiogramu, který lze v praxi získat snímáním s využitím skalpové elektrody. Tento signál je oproti fetální složce signálu, získaného neinvazivní snímáním, zesílen, což s sebou přináší jeho menší ovlivnění rušivými složkami. Spodní grafické okno je pak reprezentací neinvazivního, abdominálního, signálu, tj. superponováním fetálního a mateřského elektrokardiogramu.

## 9 Výsledky činnosti virtuálního generátoru fEKG

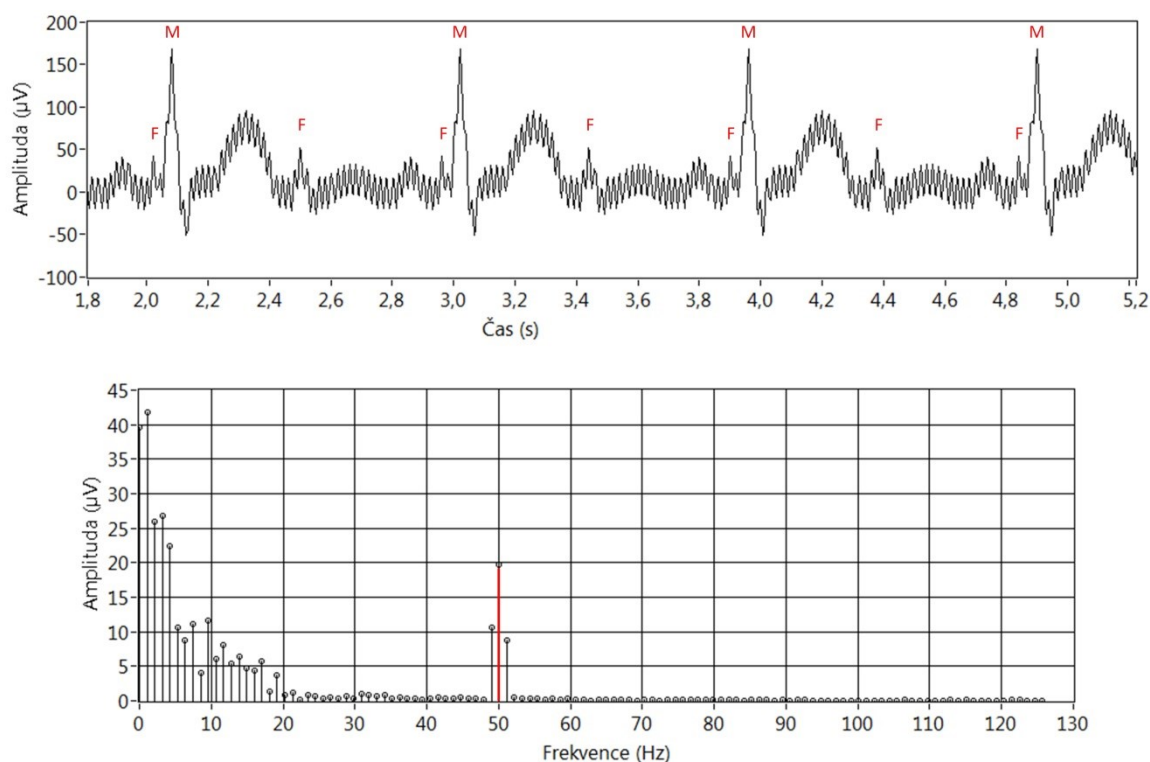
Výsledkem činnosti virtuálního generátoru je několik průběhů ať už čistého, či zarušeného, elektrokardiogramu v časové nebo frekvenční oblasti, jejichž demonstrací je následující část. Je zde také provedeno srovnání generovaných průběhů s reálnými daty z klinické praxe.

### 9.1 Presentace a analýza generovaných průběhů



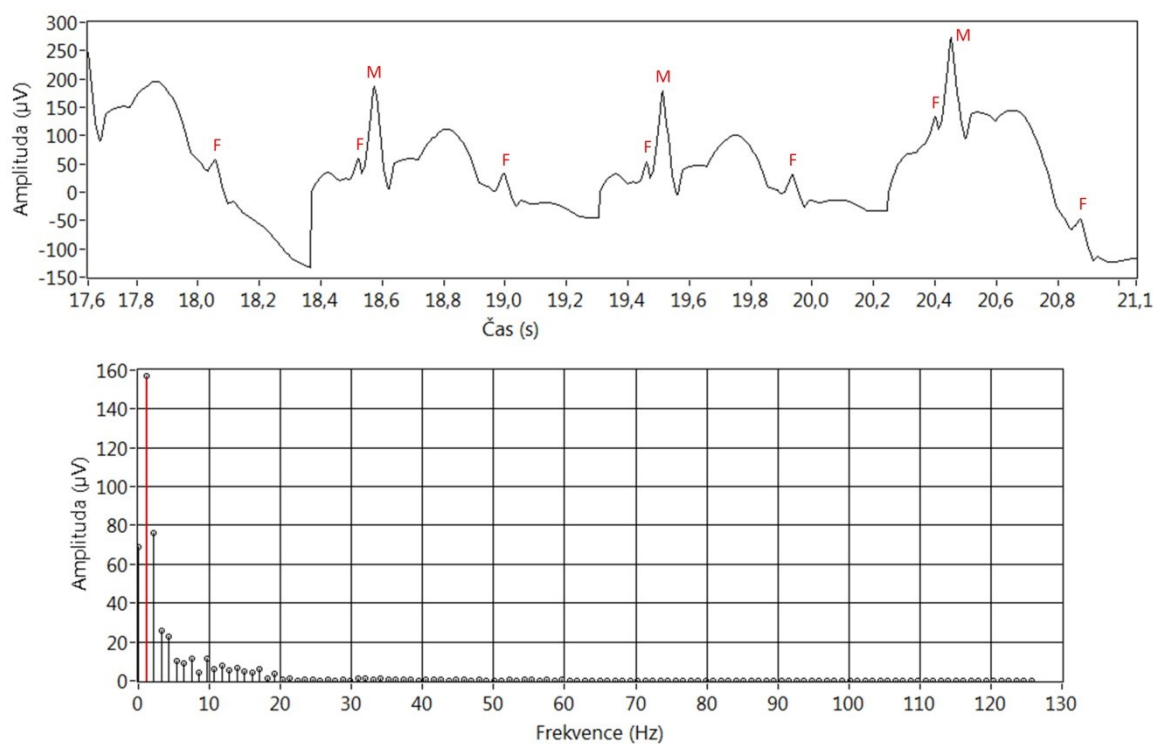
**Obrázek 46: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG.**

Obrázek 46 je demonstrací průběhu fetálního elektrokardiogramu jak v časové (horní graf), tak frekvenční (spodní graf), oblasti. Průběh je zatížen vlivy mateřského elektrokardiogramu stejně jako je tomu v klinické praxi při neinvazivním snímání. V horním grafu jsou pak vyznačeny R kmity fetálního (F) a mateřského (M) elektrokardiogramu. Z délky R-R intervalů obou elektrokardiogramů lze pak určit tepovou frekvenci matky a plodu. V tomto případě se jedná o hodnoty rovné 60 BPM pro matku a 120 BPM pro plod.



**Obrázek 47: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a síťovým rušením.**

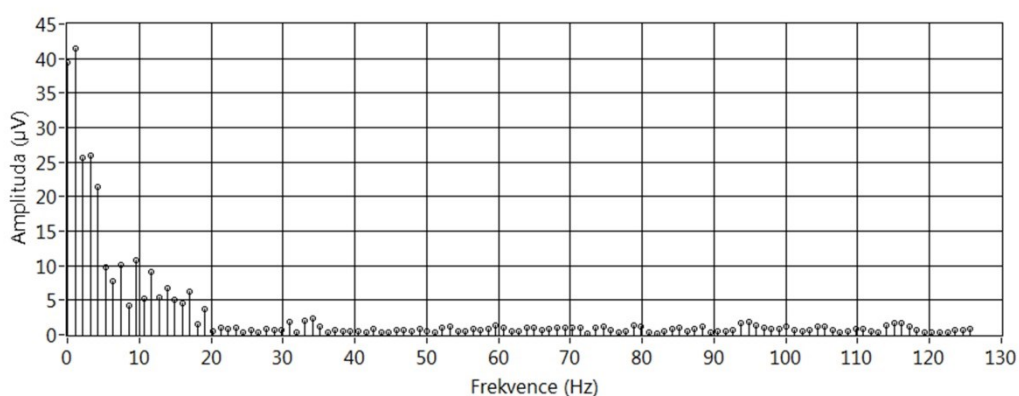
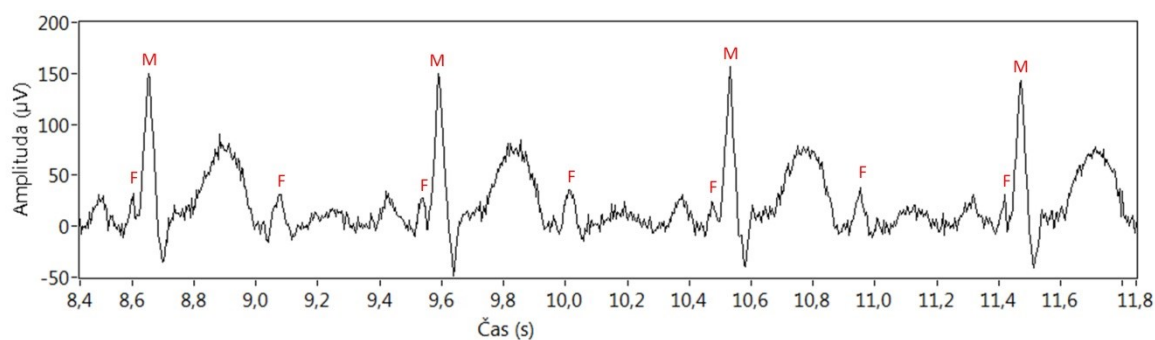
Grafy na obrázku 47 reprezentují průběh stejného typu jako na předchozím obrázku. V tomto případě je však fetální signál zatížen nejen signálem mateřským, ale také rušením o frekvenci 50 Hz, pocházejícím z elektrovedné sítě. Tato frekvence je patrná jako červeně zvýrazněný *peak* ve spodním grafu, demonstrujícím průběh ve frekvenční oblasti.



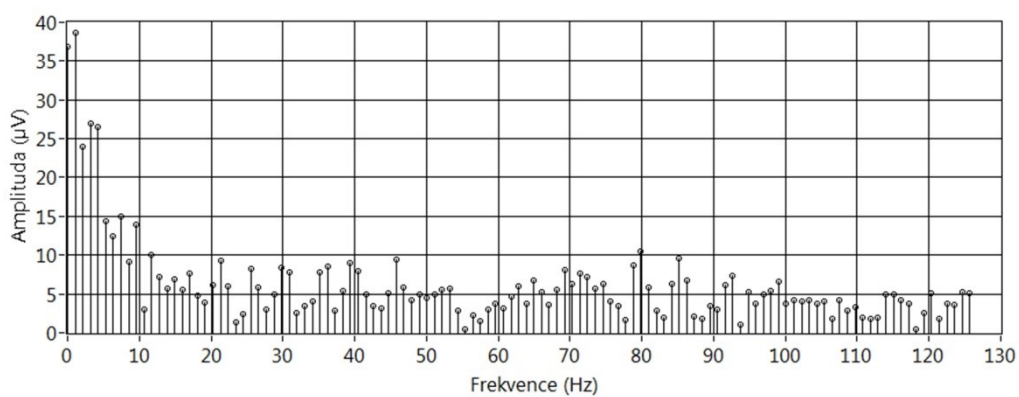
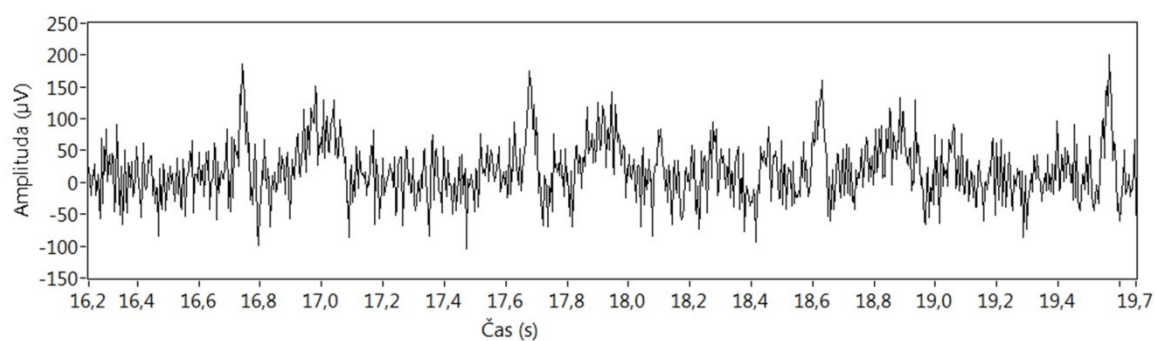
**Obrázek 48: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a kolísáním izolinie.**

Na obrázek 48 lze pozorovat časový a frekvenční průběh elektrokardiogramu s kolísáním izoelektrické linie, pramenícím z přítomnosti rušení o nízkých frekvencích. Vyznačený *peak* na frekvenci 1 Hz je pak známkou zmíněného rušivého signálu.



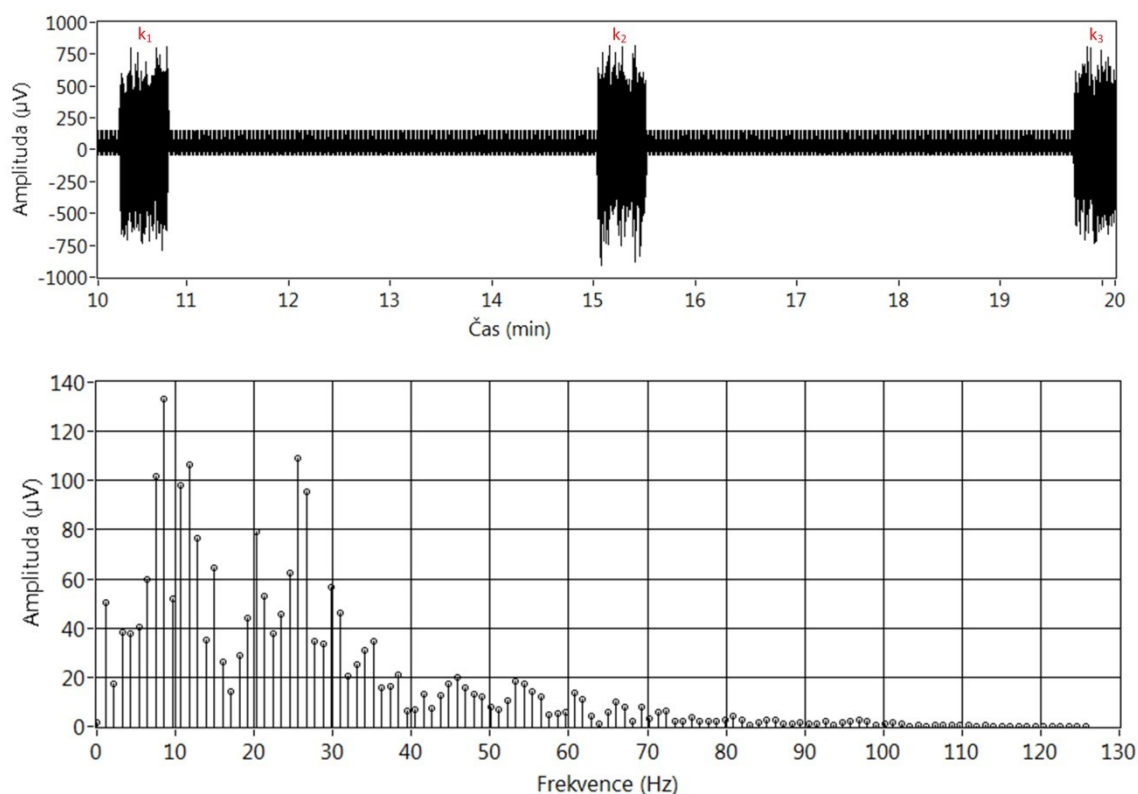


**Obrázek 49: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a myopotenciály o nízké intenzitě.**



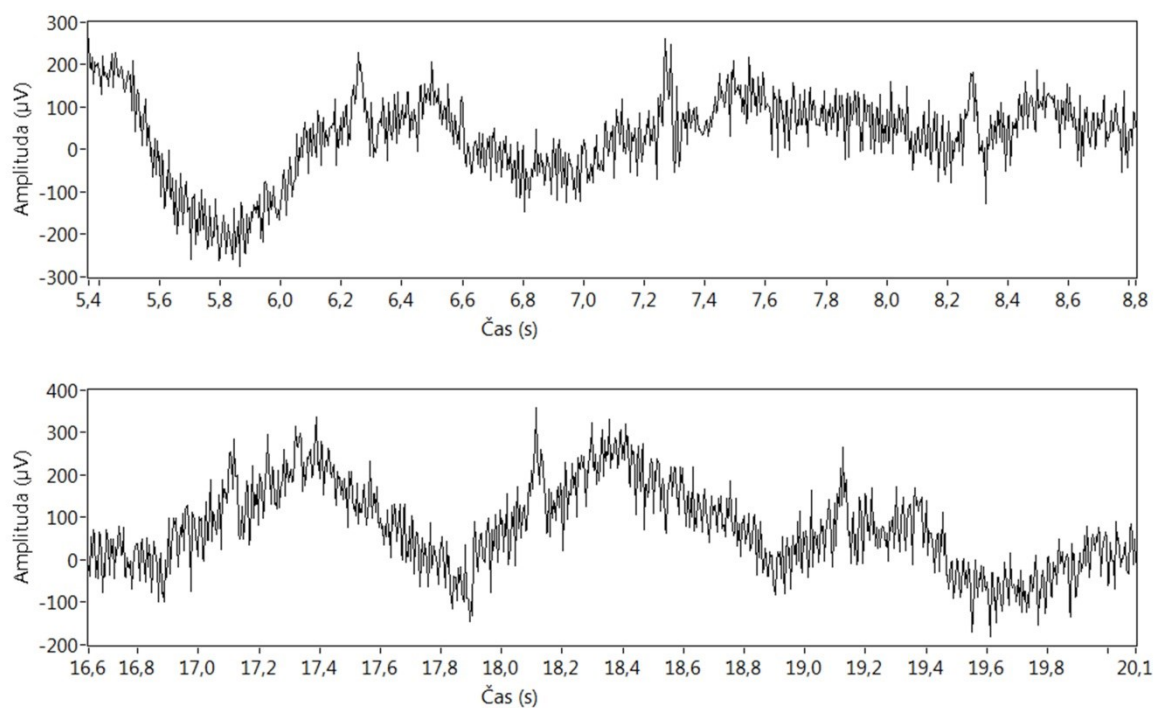
**Obrázek 50: Průběh fEKG zatíženého rušivým mEKG a myopotenciály o vysoké intenzitě.**

Obrázky 49 a 50 jsou odrazem průběhů stejného charakteru. V obou případech se jedná o elektrokardiogram s mateřskou a fetální složkou, zatížený myopotenciály. Rozdíl je však v jejich intenzitě. Zatímco v dolní části obrázku 49 jsou peaky na frekvencích od 20 do 125 Hz poměrně nevýrazné, ve spodním grafu na obrázku 50 lze v tomto frekvenčním rozsahu pozorovat řadu peaků přesahujících  $5 \mu V$ .



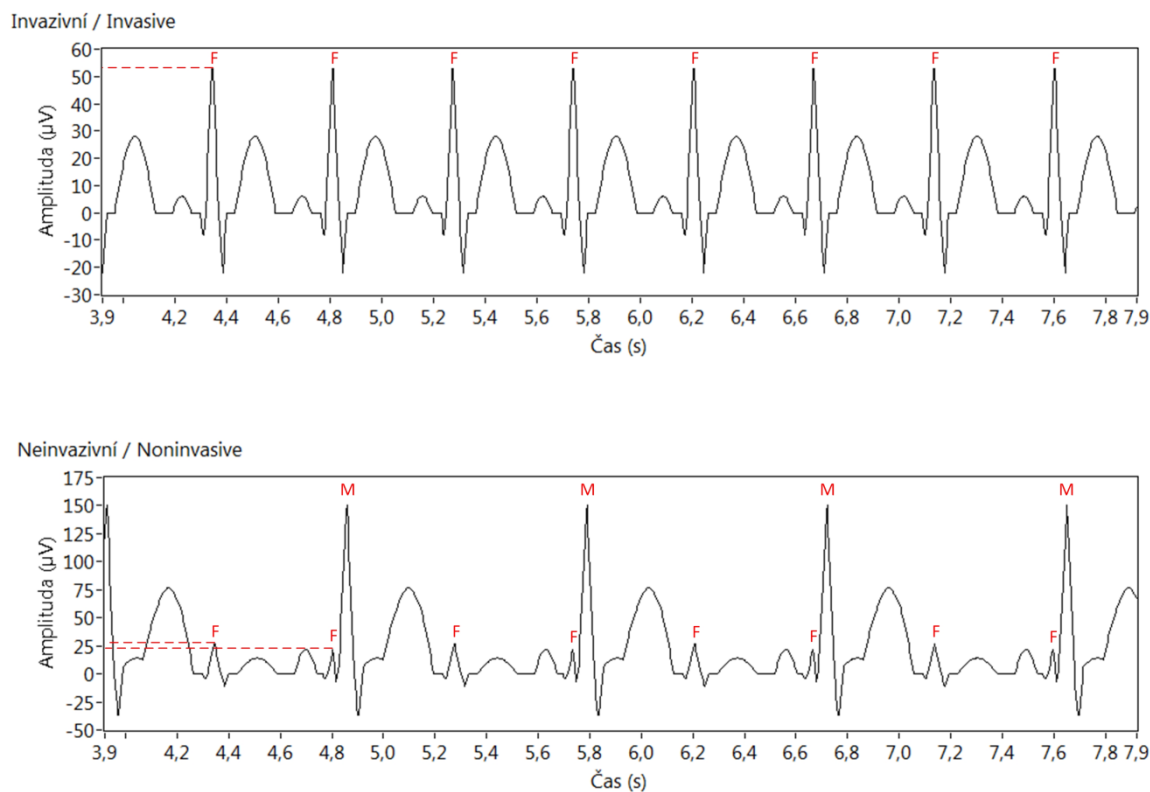
**Obrázek 51: Průběh fEKG poznamenaného kontrakcemi dělohy ( $k_1 - k_3$ ).**

Výsledky simulace na obrázku 51 prezentují průběh fetálního EKG zatíženého mEKG a kontrakcemi děložního svalstva. V desetiminutovém záznamu jsou patrné tři děložní kontrakce ( $k_1$  až  $k_3$ ) s délkou trvání cca 30 sekund. Spodní průběh pak reprezentuje amplitudové spektrum signálu v okamžiku trvání kontrakce.



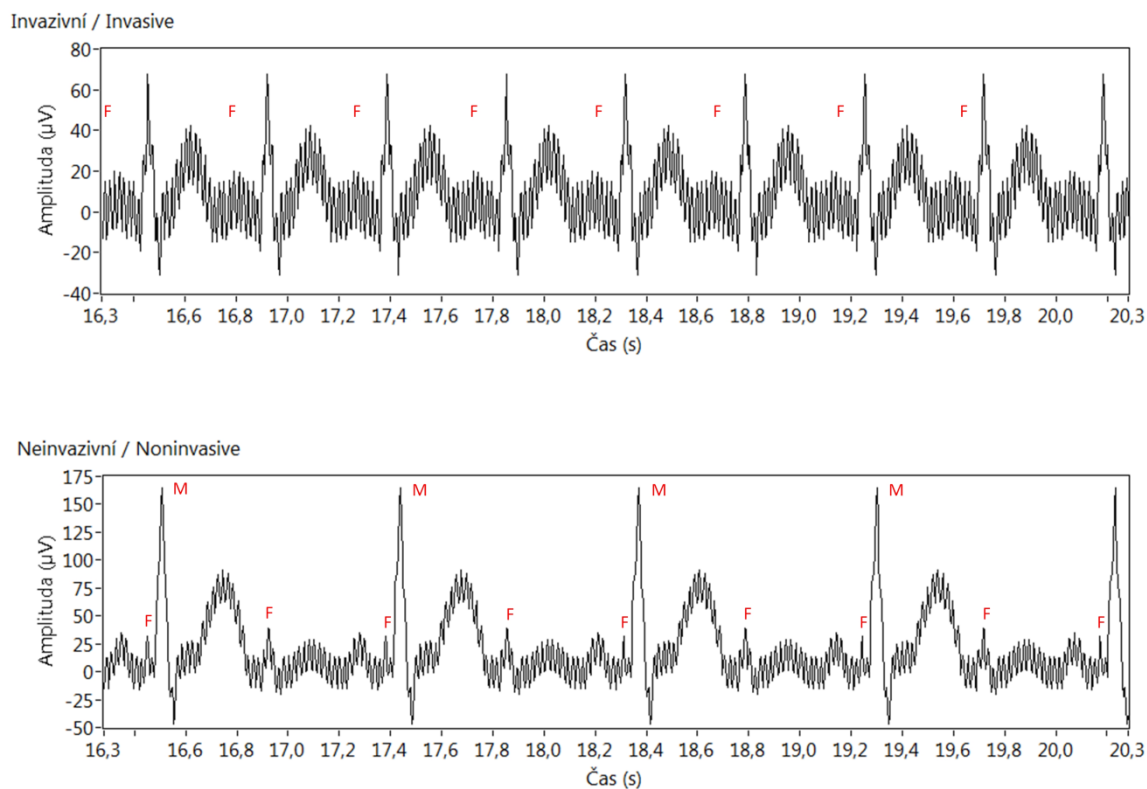
**Obrázek 52: Průběhy fEKG zatíženého několika typy rušení.**

Na obrázku 52 lze pozorovat průběhy fetálního elektrokardiogramu, zatíženého několika rušivými signály – mEKG, myopotenciály, síťovým rušením a kolísáním izoelektrické linie – najednou. Výsledkem je úplná ztráta užitečného fEKG signálu.



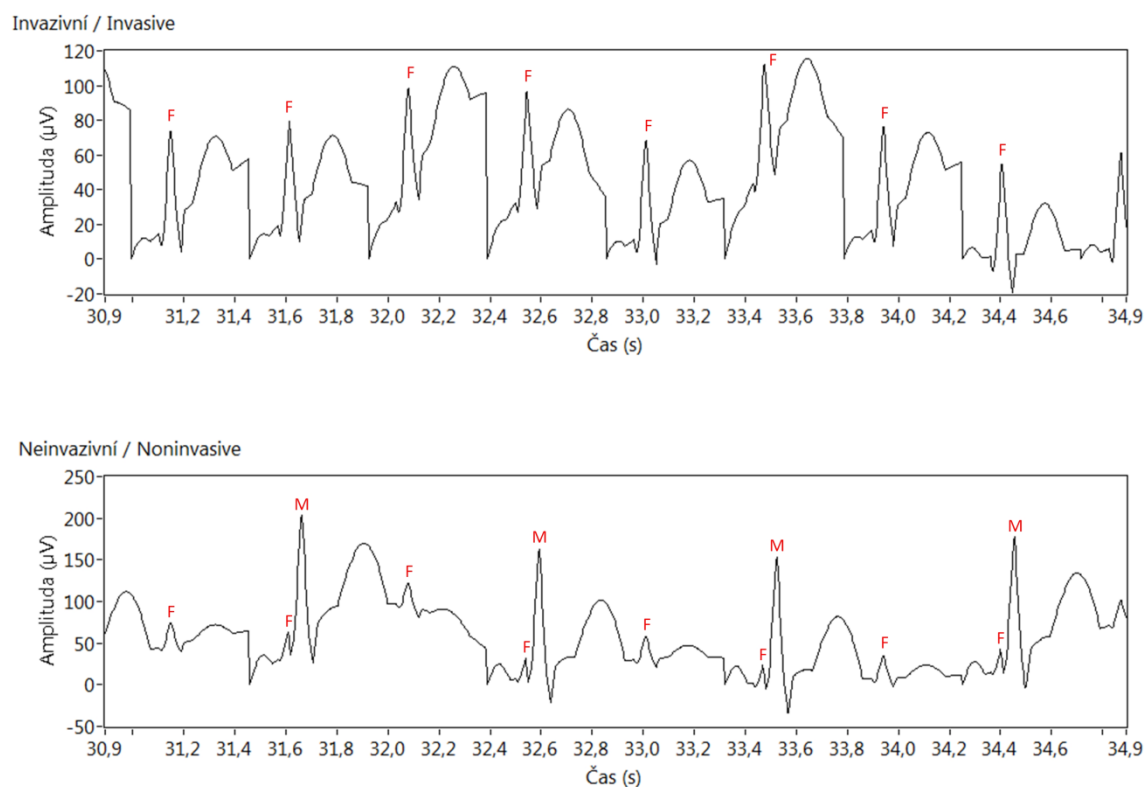
**Obrázek 53: Srovnání fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou.**

Obrázek 53 je srovnáním simulací průběhů fetálního elektrokardiogramu získaných rozdílnými metodami. Horní průběh představuje invazivní snímání, pro které je využíváno skalpové elektrody. Spodní průběh pak napodobuje výsledky neinvazivního, transabdominálního, snímání. Za povšimnutí stojí zejména hodnoty amplitud jednotlivých R kmitů fetální (F) složky. V tomto případě dosahuje amplituda R kmitu u invazivního snímání zhruba dvojnásobku amplitudy téhož kmitu při neinvazivním snímání.



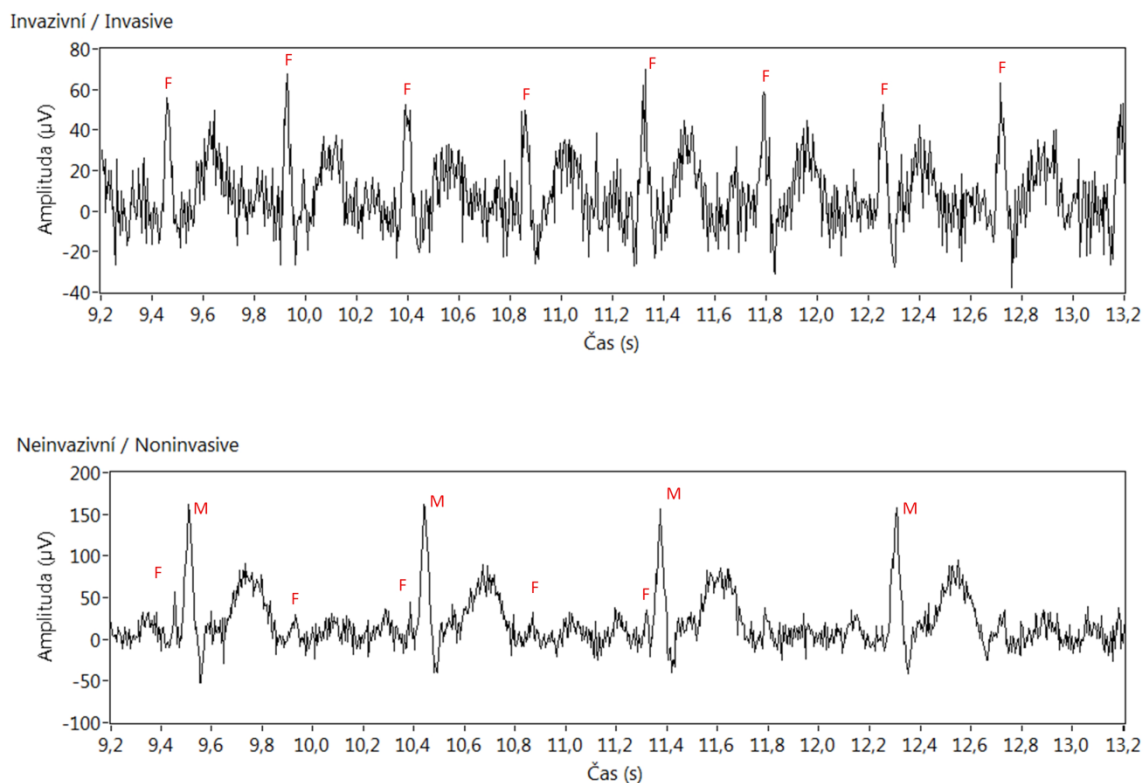
**Obrázek 54: Srovnání fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou, zatíženého síťovým rušením.**

Podobně jako předchozí obrázek, je i obrázek 54 srovnáním průběhů reprezentujících invazivní a neinvazivní metodu snímání. V tomto případě je navíc přítomna parazitní 50 Hz složka pocházející z elektrovedné sítě. Jelikož je fetální složka (F) při neinvazivním snímání silnější, nedochází k tak velkému zkreslení tímto rušivým signálem jako ve spodním průběhu, kdy je fetální signál (F) v šumu téměř ztracen.



**Obrázek 55: Srovnání fEKG získaného invazivním a neinvazivním snímáním s patrným kolísáním izolinie.**

Obrázek 55 nabízí srovnání simulací průběhů fetálního signálu získaného metodou invazivního a neinvazivního snímání. Oba průběhy se navíc vyznačují charakteristickým kolísáním izoelektrické linie.

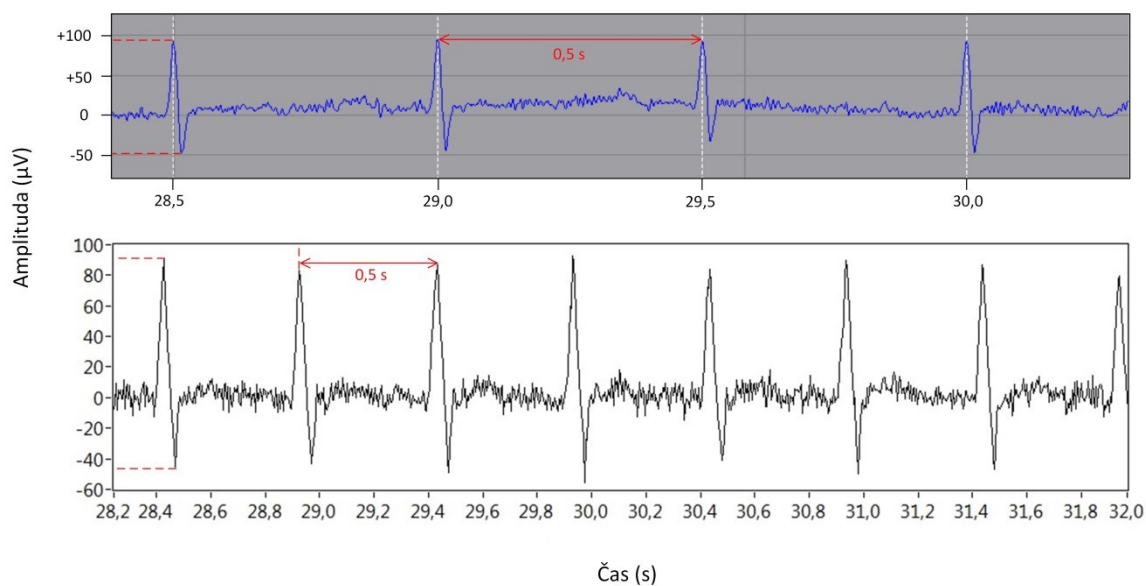


**Obrázek 56: Srovnání, myopotenciály znehodnoceného, fEKG získaného invazivní a neinvazivní metodou.**

Obrázek 56 je ukázkou, myopotenciály znehodnocených, průběhů fetálního elektrokardiogramu, napodobujících signály získané invazivní a neinvazivní metodou snímání. Za povšimnutí stojí úplná ztráta fetální složky (F) v šumu v případě neinvazivního snímání.

## 9.2 Srovnání generovaných průběhů s reálnými daty

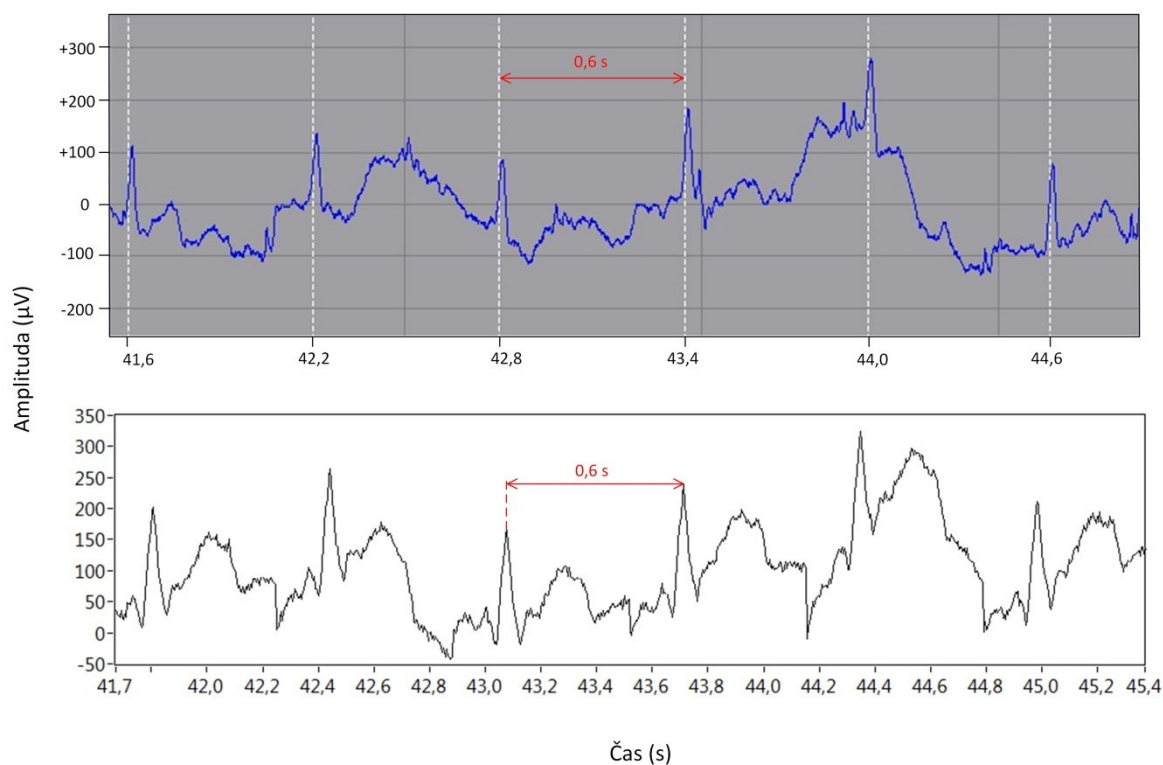
Srovnání na následujících dvou obrázcích jsou důkazem toho, že virtuálním přístrojem je možno vygenerovat signály připomínající reálné záznamy z klinické praxe. V horní části obou obrázků je krátký úsek autentického klinického záznamu, zatímco spodní průběhy vždy představují pokus o nasimulování horního úseku.



**Obrázek 57: Srovnání výsledků simulace s reálnými daty.**

V horní části obrázku 57 je reálný průběh fetálního elektrokardiogramu, pořízeného metodou invazivního snímání. Tento průběh je popsán tepovou frekvencí 120 *BPM* a výraznými R a S kmity, jejichž amplitudy dosahují cca +90, resp. -48  $\mu V$ . Pro celý úsek je také charakteristické rušení myopotenciály o nízké intenzitě. Ve spodní části obrázku je výsledek snahy o napodobení tohoto průběhu.





**Obrázek 58: Srovnání výsledků simulace s reálnými daty.**

Obrázek 58 nabízí průběh reálného fetálního elektrokardiogramu, získaného pomocí transabdominální, neinvazivní, metody. Průběh je charakterizován tepovou frekvencí matky rovnající se necelým 100 *BPM*, drobnými myopotenciály a v neposlední řadě hlavně kolísáním izoelektrické linie. V dolní části obrázku lze pak porovnat přibližnou simulaci tohoto průběhu.

## 10 Diskuze dosažených výsledků

Zhodnocení dosažených výsledků v předchozí kapitole, zejména pak podkapitola 9.2, dokazuje schopnost vytvořeného generátoru produkovat syntetické signály odpovídající reálným záznamům z klinické praxe.

V oblasti reálných signálů nejsou k dispozici žádné ideální signály, které by mohly být brány jako referenční. Tento fakt je omezením objektivního hodnocení kvality použitých algoritmů pro extrakci užitečného fEKG. Jedinou možností pro hodnocení použitých extrakčních metod je potom vizuální inspekce, která však představuje dosti subjektivní a navíc časově náročnou metodu.

Jestliže je však k dispozici kvalitní generátor syntetických signálů, je výše popsán problém odbourán. V takovém případě lze totiž generovat ideální průběh fEKG signálu, který lze považovat za referenční. Tento signál je posléze možno zatížit jednotlivými interferenčními složkami a po aplikaci určitého extrakčního algoritmu, lze získaný výsledek porovnat s referenčním signálem. Jejich vzájemnou podobnost lze pak jednoznačně klasifikovat prostřednictvím několika indexů, které jsou již zmíněny v kapitole 1 a jsou definovány následovně:

$$COEF = \frac{\sum_{i=1}^n \{x_s(i) - \bar{x}_s\} \cdot \{x_r(i) - \bar{x}_r\}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \{x_s(i) - \bar{x}_s\} \cdot \sum_{i=1}^n \{x_r(i) - \bar{x}_r\}}} \quad (7)$$

$$PRD = \frac{\sum_{i=1}^n \{x_s(i) - x_r(i)\}^2}{\sum_{i=1}^n \{x_s(i)\}^2} \cdot 100 \quad (8)$$

$$SNR(dB) = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{S}{N} \right), \quad (9)$$

kde:

- $x_s$  = referenční signál,
- $x_r$  = fetální signál extrahovaný ze směsi fECG a interferenčních složek, převzato a upraveno dle [6].

Získané hodnoty těchto indexů jsou pak jasným ukazatelem kvality jednotlivých metod pro extrakci užitečného signálu z reálných záznamů zatížených celou řadou rušivých složek. Jejich znalost je rovněž klíčová pro nalezení optimálního nastavení parametrů jednotlivých filtračních metod tak, aby bylo dosaženo co nejlepších výsledků eliminace rušivých složek.

Další sférou, ve které je možno nalézt uplatnění vytvořeného generátoru fEKG je testování přístrojů pro analýzu elektrokardiografických signálů. Zejména pak přístrojů stanovujících tepovou frekvenci na základě detekce QRS komplexu. Syntéza signálů s různým stupněm interference totiž

umožňuje stanovit na kolik je daný přístroj, při zatížení signálu určitým druhem a stupněm šumu, přesný.

Přestože vytvořený systém nabízí poměrně široké spektrum možností simulace elektrokardiografických signálů a může tak být sám o sobě přínosem pro výsledky budoucí práce v oblasti fetální elektrokardiografie, byl navržen jako rozšiřitelný. Díky subVI, do kterých jsou integrovány jednotlivé části blokového diagramu, viz kapitola 8.2, je možno generátory jednotlivých signálů libovolně přenášet do jiných programů, výsledkem čehož mohou v budoucnu vznikat opravdu unikátní systémy umožňující simulovat jak výše popsaná rušení, tak například nejruznější změny průběhu elektrokardiogramu vlivem patologických a fyziologických změn, zejména pak vlivem hypoxických stavů popsaných v kapitole 3.4.

## 11 Závěr

Hlavním bodem zadání této diplomové práce bylo vytvoření virtuálního generátoru fetálního elektrokarodiogramu s důrazem na rušení typická jak pro fetální, tak pro obecnou, elektrokarodiografii.

K tomuto účelu bylo využito vývojového prostředí LabVIEW od firmy National Instruments. S využitím celé řady simulačních bloků a funkcí, nabízených tímto produktem, tak vznikl ucelený systém s intuitivním uživatelským rozhraním, přinášející uživateli možnost vytvoření syntetického elektrokarodiografického signálu včetně možnosti superponování celé řady rušivých složek. Výsledný produkt umožňuje volbu mnoha parametrů jako jsou amplitudy jednotlivých elementů EKG křivky, tepová frekvence matky a plodu, nebo intenzita jednotlivých rušivých signálů. Kromě elektrohysterogramu, u kterého má uživatel možnost volit délku trvání jednotlivých kontrakcí a velikost intervalu mezi nimi, je možno simulovat také rušení pocházející z elektrovedné sítě (50 nebo 60 Hz), kolísání izoelektrické linie či myopotenciály. Výstupní průběhy lze zobrazit v časové i frekvenční oblasti a dále exportovat do souborů různých formátů (.txt, .xlsx, .edf). Výsledkem je tak možnost generování syntetických signálů odpovídajících reálným záznamům z klinické praxe. Při syntéze každého takového signálu je pak k dispozici ideální, rušivými vlivy nezatížený signál, který lze brát jako referenční. Realizovaný generátor tak nachází uplatnění hlavně ve smyslu nástroje pro objektivní hodnocení kvality algoritmů extrakce užitečného fEKG signálu. Celé uživatelské rozhraní je pak navrženo jako bilinguální a umožňuje přepnutí popisu jednotlivých prvků uživatelského rozhraní do anglického jazyka.

Výsledný systém se potýká s jistým omezením, týkajícím se svobody nezávislé volby tepové frekvence matky a plodu při současném zobrazení obou signálů (tj. v případě kdy je fetální signál zatížen mateřskou složkou). Tento fakt je dán tím, jak je celý generátor zkonstruován – generováním pouze jedné, ve smyčce neustále opakující se, periody signálu. V tomto případě je potom třeba, aby veškeré signály, které se na sebe mají superponovat, měly stejný počet vzorků. Jelikož je však počet vzorků jednotlivých elementů EKG křivky silně závislý na tepové frekvenci, nelze svobodné volby obou tepových frekvencí docílit. Výsledným řešením je omezení možnosti volby tepové frekvence plodu na dvojnásobek, nebo trojnásobek, tepové frekvence matky. Tepovou frekvenci matky lze pak samozřejmě nastavovat, v rámci fyziologických hodnot, zcela neomezeně.

Kromě výše popsaných možností vytvořeného generátoru, nabízejících jeho využití v praxi, je možno výsledný produkt propojovat s jinými, strukturou generování signálů podobnými, systémy. Specifické soustavy bloků, generující jednotlivé signály – ať už elektrokarodiogramy, či jednotlivé interferenční složky – jsou integrovány do samostatných subVI, což umožňuje jejich svobodný přenos do jiných programů. Uživatel pak pouze definuje potřebné vstupní parametry. Jedním z takových programů je například práce mého ročníkového kolegy Bc. Adama Šincla, nabízející simulaci morfologických změn EKG křivky vlivem fyziologických a patologických změn, zejména pak vlivem hypoxických stavů.

## 12 Seznam použité literatury

- [1] IMRAMOVSKÝ, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-ROM. ISBN 978-80-248-1545-9.
- [2] SAMENI. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *The Open Pacing, Electrophysiology*. 2010, č. 1, s. -. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné z: <http://benthamopen.com/topetj/articles/V003/SI0001TOPETJ/4TOPETJ.htm>
- [3] KUSHWANA, Pushpa Devi, Rakesh NARWEY a D.K. VERMA. 2013. Extraction methods of fetal ECG from mother ECG signal in pregnancy. *International journal of advanced research in computer and communication engineering*. ISSN 2278-1021. Dostupné také z: <http://www.ijarccce.com/upload/2013/june/35-Pushpa%20Kushwah-extraction%20methods%20of%20fetal%20ecg%20from.pdf>
- [4] LI, Yunxia a Hui ZHAO. 2013. A new method for FECG extraction. *2013 International Conference on Communications, Circuits and Systems (ICCCAS)*. IEEE, : 124-126. DOI: 10.1109/ICCCAS.2013.6765300. ISBN 978-1-4799-3051-7. ISSN 2319-5940. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6765300>
- [5] BORISAGAR, KR, KULKARNI, GR (2010) *Simulation and comparative analysis of LMS and RLS algorithms using real time speech input signal*. Global J Res Eng 10(5):44 (Ver1.0). Dostupné také z: [http://globaljournals.org/GJRE\\_Volume10/7-Simulation-and-Comparative-Analysis-of-LMS-and-RLS-Algorithms-Using-Real-Time-Speech-InputSignal.pdf](http://globaljournals.org/GJRE_Volume10/7-Simulation-and-Comparative-Analysis-of-LMS-and-RLS-Algorithms-Using-Real-Time-Speech-InputSignal.pdf)
- [6] MARTINEZ, M., J. CALPE, E. SORIA, J.F. GUERRERO, G. CAMPS a L. GOMEZ. 2001. Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms. *Computers in Cardiology 2001. Vol.28 (Cat. No.01CH37287)*. IEEE, : 253-256. DOI: 10.1109/CIC.2001.977640. ISBN 0-7803-7266-2. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=977640>
- [7] MARTINEK, Radek; ZIDEK, Jan. *A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram*. In Journal: Przegląd Elektrotechniczny (Electrical Review), Volume 88, Issue 5B, 2012, Warszawa, Poland, pp. 164-173, ISSN 0033-2097.
- [8] *Arizona Advanced Arrhythmias - aaaep.us* [online]. [cit. 2014-11-21]. Dostupné z: <http://www.aaaep.us/faq/>

- [9] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [10] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, 2014. Dostupné z: [https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/105753/MAR944\\_FEI\\_P1807\\_2601V018\\_2014.pdf?sequence=1](https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/105753/MAR944_FEI_P1807_2601V018_2014.pdf?sequence=1). Disertační práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jan Židek.
- [11] MOORE, Keith L a T PERSAUD. *Zrození člověka: embryologie s klinickým zaměřením*. 1. vyd. Překlad Richard Jelínek. Praha: ISV nakladatelství, 2002, xiv, 564 s. ISBN 80-858-6694-3.
- [12] *OpenStax CNX* [online]. [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: [http://cnx.org/contents/1b1b4368-fa60-4837-883f-c8787424f0b1@3/Development\\_of\\_the\\_Heart](http://cnx.org/contents/1b1b4368-fa60-4837-883f-c8787424f0b1@3/Development_of_the_Heart)
- [13] DE SOUZA, Duncan G. *Introduction to congenital hearth disease*. Vancouver, British Columbia. Dostupné z: <http://www.ccasociety.org/education/IntroToCHD.pdf>. University of British Columbia, Department of Anesthesiology and Pharmacology.
- [14] *Merck Manual* [online]. [cit. 2015-01-14]. Dostupné z: <http://www.merckmanuals.com/home/women-s-health-issues/complications-of-labor-and-delivery/abnormal-position-and-presentation-of-the-fetus>
- [15] CHRISTOV, I, I SIMOVA a R ABÄCHERLI. *Cancellation of the maternal and extraction of the fetal ECG in noninvasive recordings*. Computing in Cardiology 2013
- [16] MATONIA, Adam et al. Modelling of non-invasively recorded maternal and fetal electrocardiographic signals. Biocybernetics and Biomedical Engineering. 2005, č. 2.
- [17] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/38558/lf\\_d/Disertacni\\_prace\\_Janku1\\_\\_2\\_.pdf](http://is.muni.cz/th/38558/lf_d/Disertacni_prace_Janku1__2_.pdf). Disertační práce. Lékařské fakulta Masarykovy univerzity.
- [18] *PhysioNet* [online]. [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://www.physionet.org/>
- [19] WITTASSEK, Tomáš. *Virtuální instrumentace I*. Učební text. Ostrava: VŠB TU, 2012
- [20] *Monica Healthcare* [online]. [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/products/index.php>

## 13 Obsah přiloženého CD

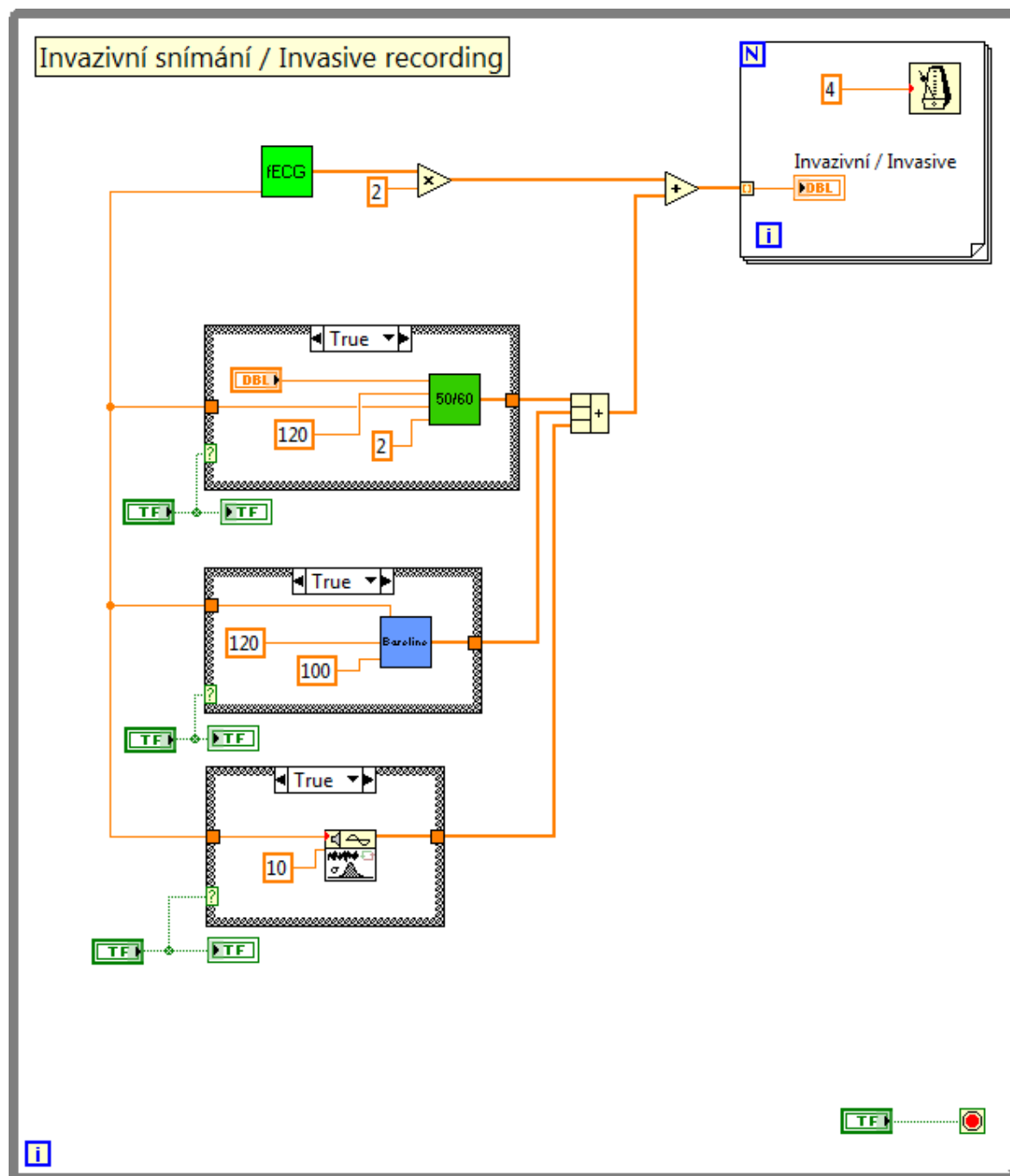
- a) Diplomová práce ve formátu .pdf
- b) Obrazová příloha smyčky „Hlavního generátoru“ ve formátu .pdf
- c) Virtuální generátor fEKG – celkem 9 souborů:
  - fECG\_generator.vi
  - fECG.vi
  - mECG.vi
  - powerline.vi
  - baseline\_wander.vi
  - EHG.vi
  - EHG\_duration.vi
  - CZ.ini
  - EN.ini

## 14 Seznam příloh

- A. Blokový diagram – „Invazivní snímání“
- B. Blokový diagram – „Neinvazivní snímání“
- C. Blokový diagram – „Volba svodů“
- D. Blokový diagram – „Překlad“
- E. Čelní panel – „Časová oblast“
- F. Čelní panel – „Frekvenční oblast“
- G. Čelní panel – „Volba svodů“
- H. Čelní panel – „Invazivní vs Neinvazivní“

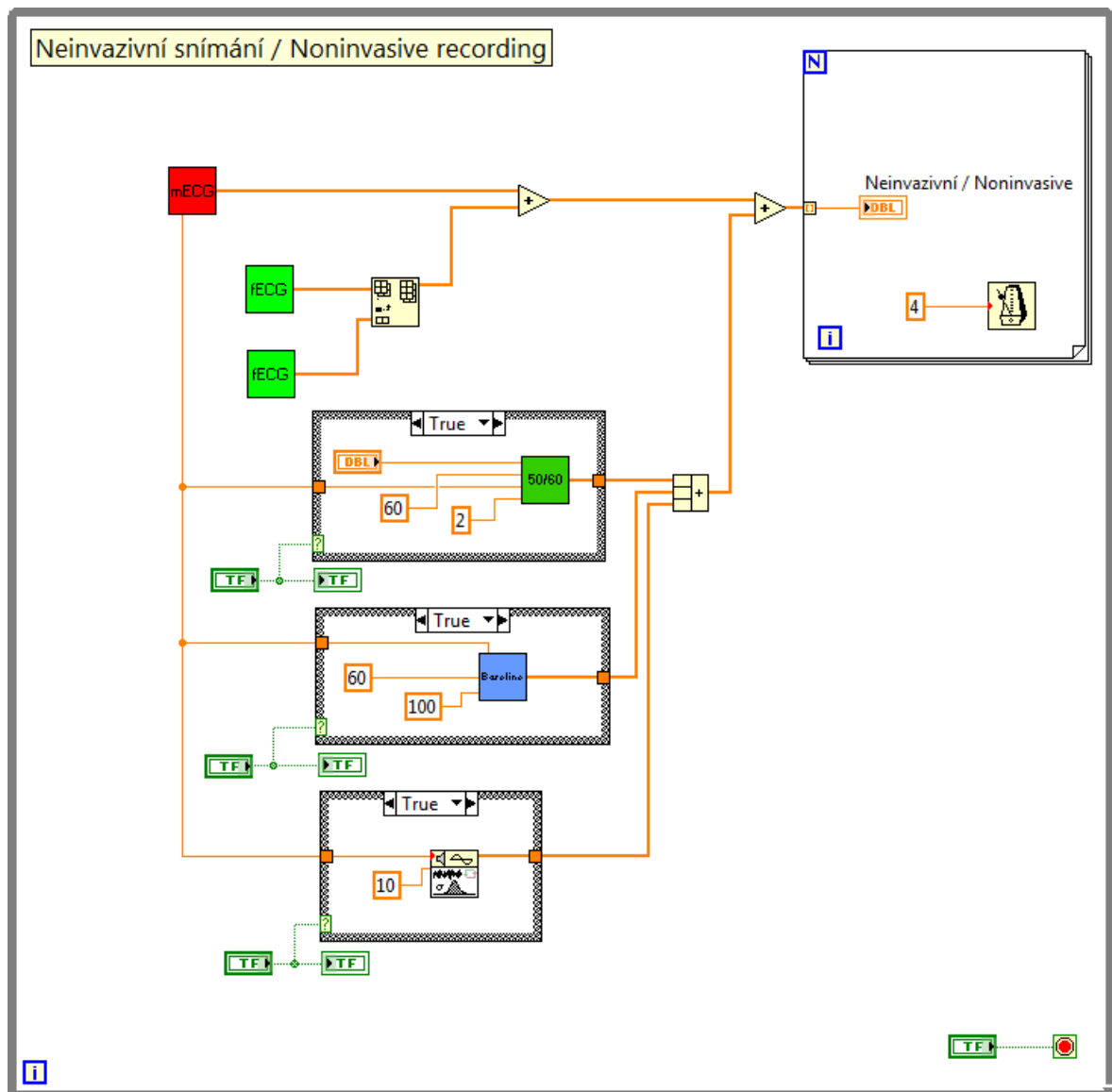


## A. Blokový diagram – „Invazivní snímání“



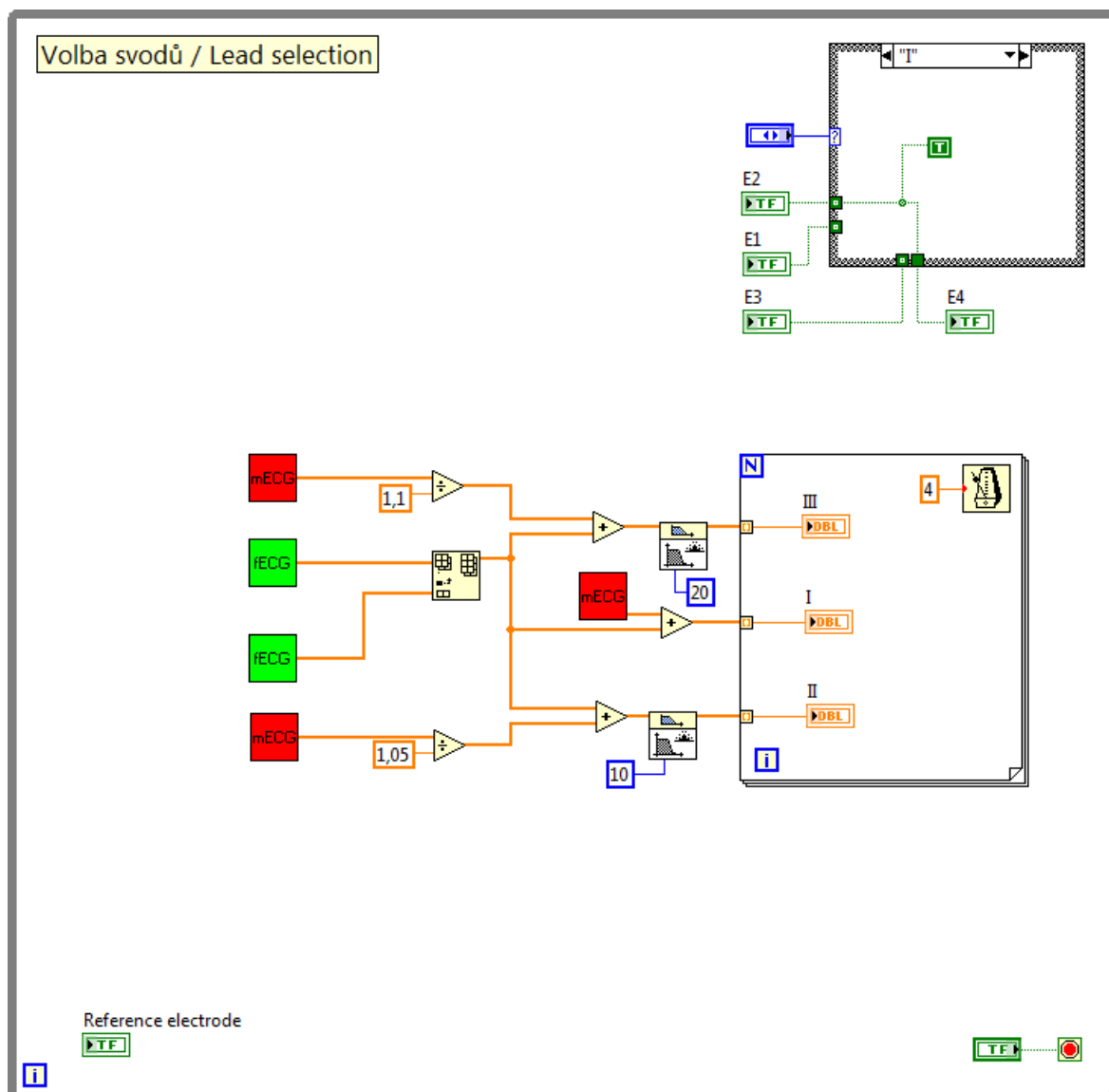
Obrázek 60: Blokový diagram smyčky "Invazivní snímání".

### B. Blokový diagram – „Neinvazivní snímání“



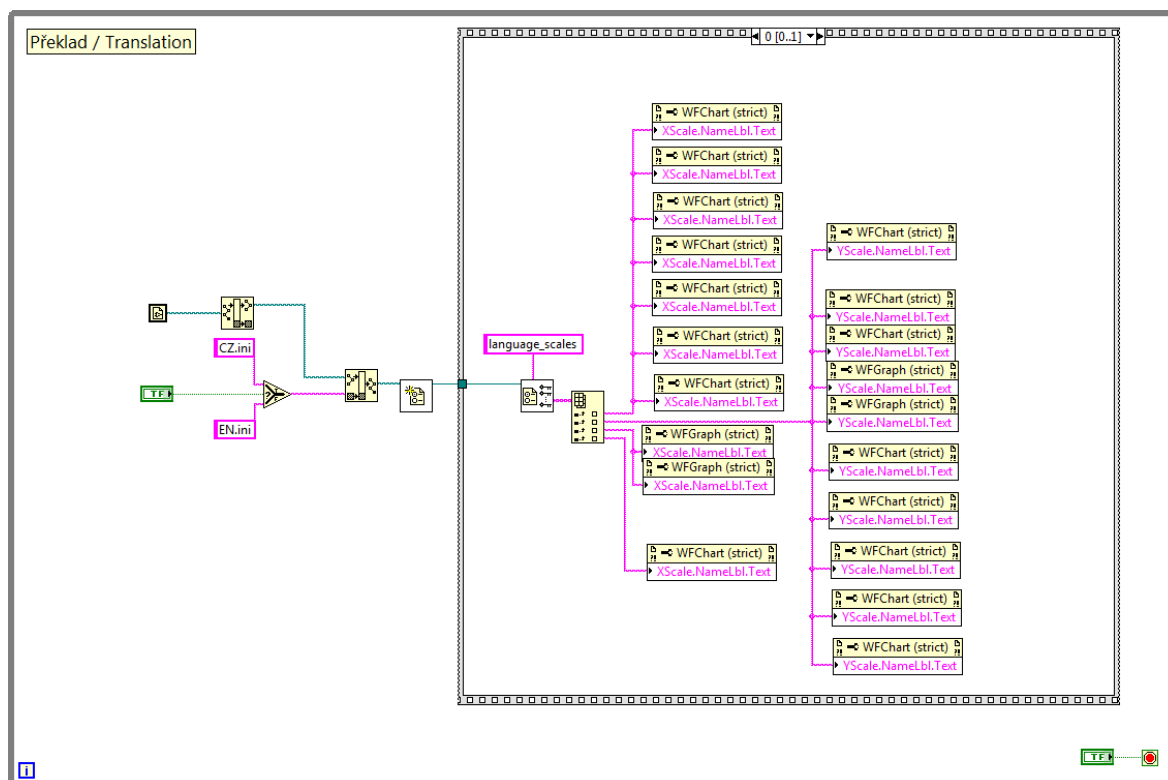
**Obrázek 61: Blokový diagram smyčky "Neinvazivní snímání".**

### C. Blokový diagram – „Volba svodů“



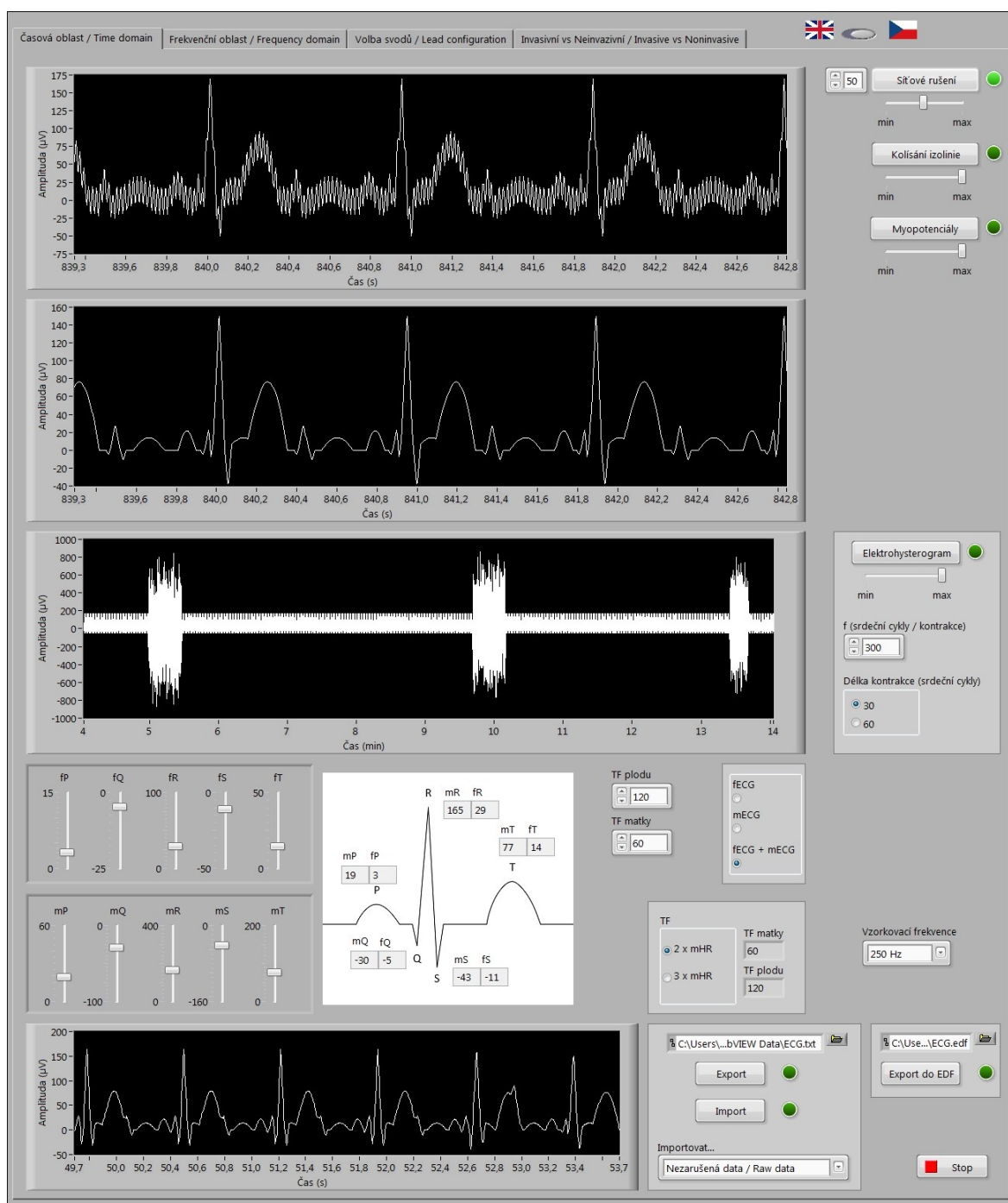
Obrázek 62: Blokový diagram smyčky "Volba svodů".

## D. Blokový diagram – „Překlad“



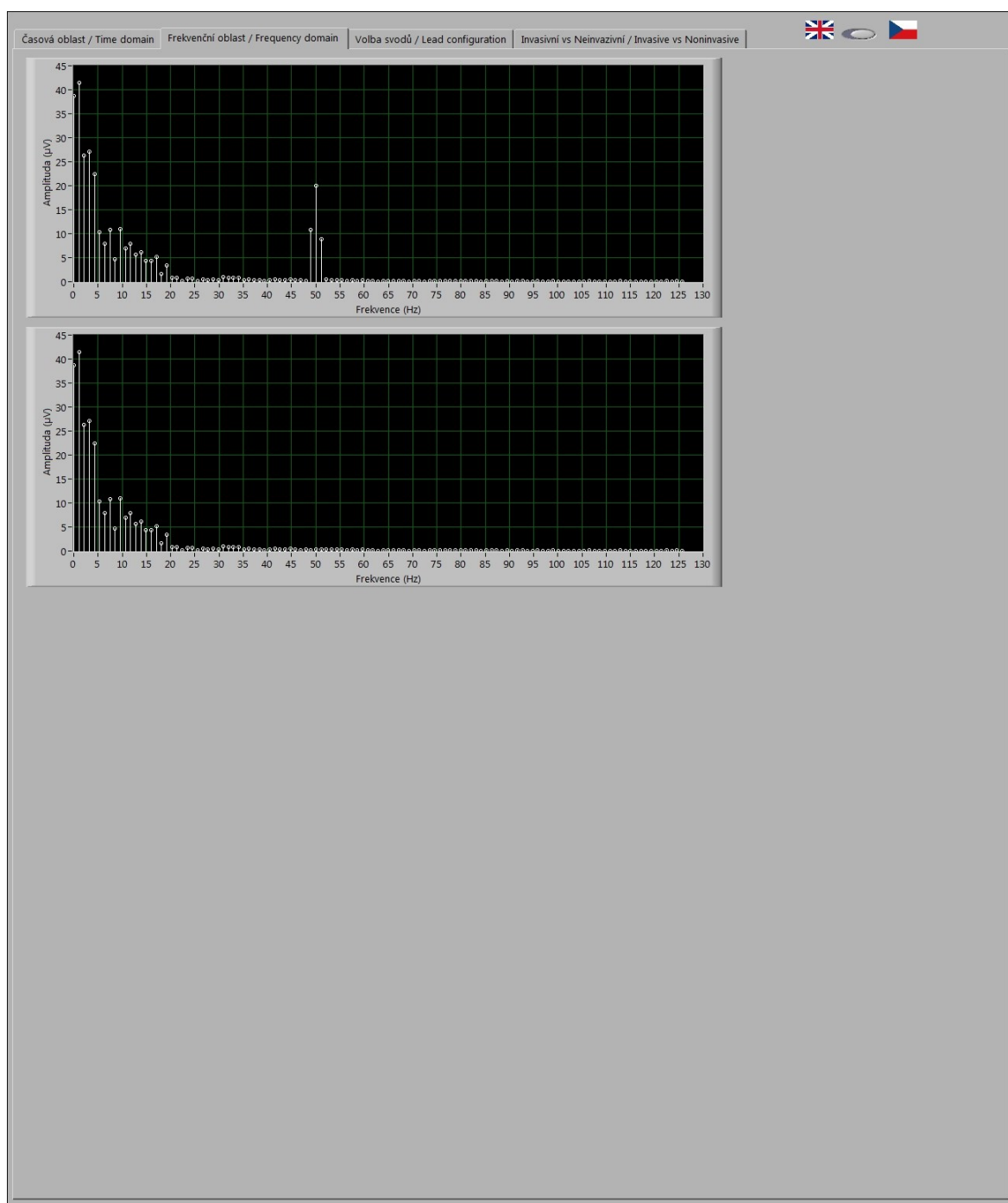
Obrázek 63: Blokový diagram smyčky "Překlad".

## E. Čelní panel – „Časová oblast“



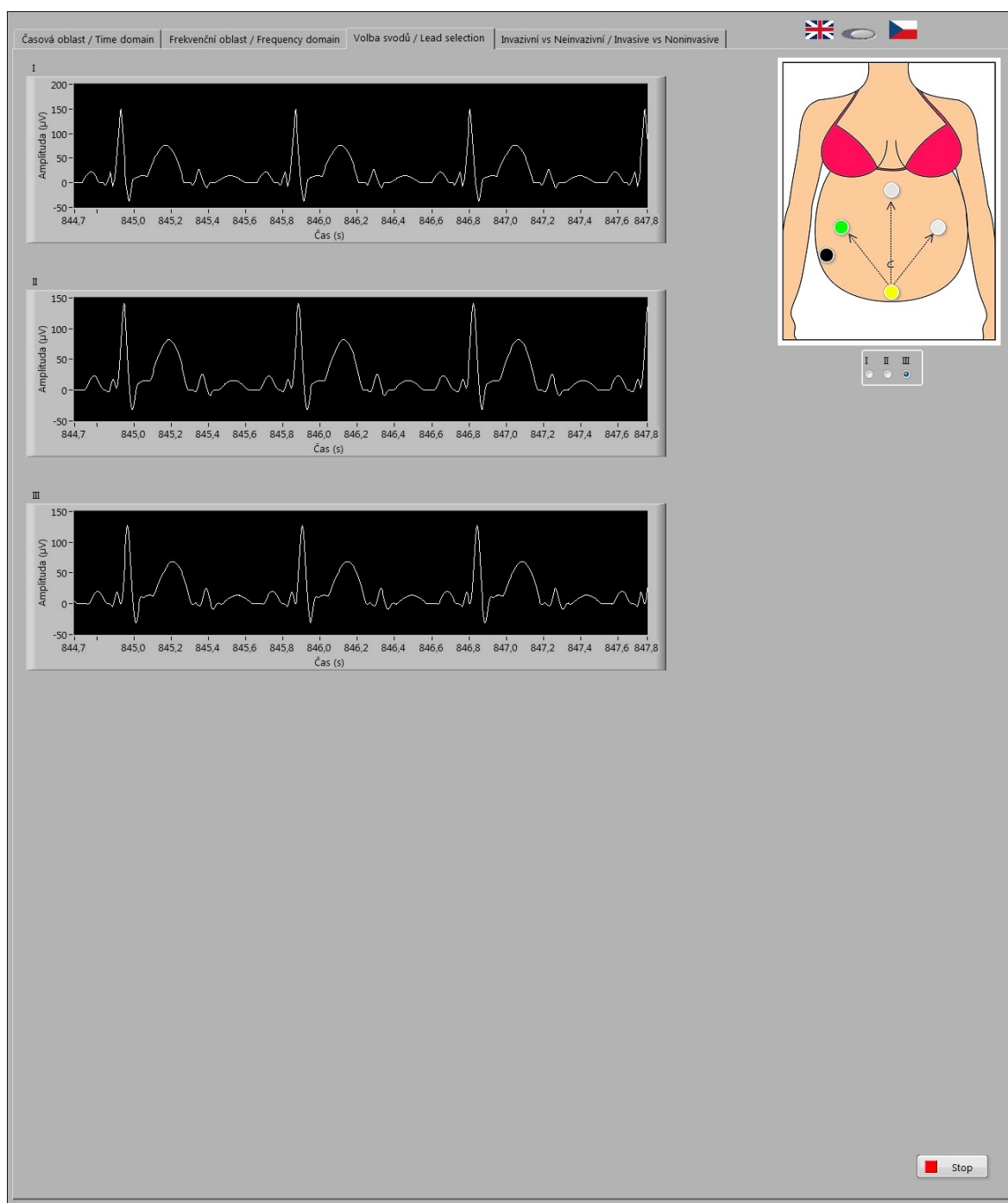
Obrázek 64: Čelní panel záložky "Časová oblast".

## F. Čelní panel – „Frekvenční oblast“



Obrázek 65: Čelní panel záložky "Frekvenční oblast".

## G. Čelní panel – „Volba svodů“



Obrázek 66: Čelní panel záložky "Volba svodů".

## H. Čelní panel – „Invazivní vs Neinvazivní“

